

+École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur

THESE présenté par :

Michaël KUGLER

En vue de la soutenance le 21 décembre 2018

Présentée pour obtenir le grade de **Docteur**

Délivré par l'Université de Strasbourg

Discipline: Mécanique et Ingénierie des systèmes

Spécialité: Mécanique des Matériaux

Simulation du mouvement des organes de l'abdomen :
Application aux déformations du foie et de ses vascularisations en
vue de d'une reconstitution en temps réel lors d'une chirurgie mini-
invasive

Thèse dirigée par :

Pr. Yves REMOND

Dr. Daniel GEORGE

Rapporteurs :

Dr. Anne-Virginie SALSAC

Pr. Jean-François STOLTZ

Autres Membres du Jury :

Pr. Luc SOLER

Pr. Francesco CHINESTA

Dr. Abdul BARAKAT

Pour avoir de la connaissance,
ajouter des choses chaque jour.

Pour avoir de la sagesse, enlever
des choses chaque jour.

Tao Te King

REMERCIEMENTS

Je tiens ici à présenter mes plus sincères remerciements à toutes celles et ceux qui ont contribué à permettre l'accomplissement de ce travail, que ce soit d'un point de vue technique, scientifique, idéologique, ou humain.

Mes premières pensées vont au professeur Yves Rémond et au docteur Daniel George qui ont codirigée cette thèse. Leur présence tout au long du travail a fourni des jalons et repères essentiels à l'accomplissement du travail de thèse. L'importante marge de manœuvre qu'ils m'ont laissée m'a permis de m'approprier ce projet. Ils m'ont de surcroît mis en contact avec un important réseau de scientifiques nationaux et internationaux qui ont participé à l'élaboration de ce travail par de nombreuses contributions.

Garants de la qualité du travail accompli dans cette thèse, je tiens également à remercier le jury qui a évalué ma thèse. En premier lieu, Dr. Abdul BARAKAT (Ecole Polytechnique, Paris) président du jury, ainsi la Dr. Anne-Virginie SALSAC (BMBI, UTC, Compiègne) et le Pr. Jean-François STOLTZ (IHU Nancy) tous deux rapporteurs. Un grand merci également au Pr. Luc SOLER (IRCAD, Strasbourg) et Francesco CHINESTA (PIMM, ENSAM, PARIS) qui ont complété le jury et contribués à examiner les résultats de recherche.

Ce travail a germé et grandi dans des conditions idéales, fournies par l'IRCAD. L'accès en un même lieu aux données, moyens d'expérimentations, ainsi qu'à une source de réflexion importante, ont été les éléments essentiels pour la réalisation de ce travail, lui donnant un sens plus riche et plus concret. C'est pourquoi je tiens à remercier le professeur Luc Soler pour la place qu'il m'a laissé au sein de l'équipe de recherche. Un grand merci également au docteur Alexandre Hostettler. Toujours ouvert, présent et disponible, il a permis de créer un lien fort entre l'aspect théorique et appliqué du travail, tout en mettant librement et généreusement à disposition ses connaissances et compétences pour accompagner l'ensemble du travail. Merci également pour le cordon d'Ariane quotidien offert, allant jusqu'à la relecture détaillée de ce travail et le polissage linguistique.

Cette thèse a été financée dans le cadre du projet 3D-Surg. Merci à tous les acteurs qui s'engagent pour construire la chirurgie de demain au travers de projets ambitieux. Merci à la Région Grand Est, à Investissement d'Avenir, à la BPI, à l'IRCAD et à l'IHU pour le financement

de ces travaux.

Un grand merci à l'ensemble des équipes et chercheurs qui ont contribué par leurs propres travaux à ce travail. Merci au professeur Francisco Chinesta, au docteur Domenico Borzacchiello et au doctorant Nathan Lauzerat pour leur expertise sur la réduction de modèles. Merci au professeur Yannick Hoarau pour l'aide en mécanique des fluides. Merci au professeur Majid Baniassadi pour les travaux d'homogénéisation. Merci au docteur Jonathan Vappou, au docteur Simon Chatelin et au doctorant Ajithan Alrulrajah pour les expérimentations et images acoustiques d'indentations. Leurs contributions sont parties prenantes de ce travail.

Un travail de cette ampleur ne peut être réalisé sans de nombreuses rencontres, échanges, et discussions. Merci à toutes celles et ceux qui ont contribué par un retour bienveillant à étoffer mes pensées et recherches. Merci à toute l'équipe de recherche de l'IRCAD, et les nombreux échanges, conseils et réflexions qui ont alimenté le travail. Merci à toute l'équipe de Matériaux Multi-échelles et Biomécanique, aux réunions hebdomadaires, aux contributions et aux cours de mécanique. Une pensée toute spéciale à Camille pour le temps passé dans le même bureau et au-delà à s'entraider mutuellement.

Soutien moral, encouragements, écoute, motivation, détente, rires, sagesse sont autant de bienfaits qui m'ont été apportés par tous mes amis. Votre engagement, vos vies colorées, vos désirs et peurs m'ont nourri. Merci à toute la coloc étendue, aux aikidokas et tout particulièrement à senseï et son enseignement, aux passionnés de Cun Ülmer Grunn, aux

RÉSUMÉ

Avec l'évolution importante des capacités informatiques, les modèles numériques ont pris une place prédominante dans les salles de chirurgie. Que ce soit au niveau de l'entraînement des chirurgiens, la planification des opérations, ou la représentation en temps-réel et en réalité augmentée des trajectoires des outils, ils interviennent à toutes les étapes d'une chirurgie comme la résection de tumeurs cancéreuses du foie. L'utilisation des modèles numériques pour le calcul des déformations du foie en conditions opératoires requiert simultanément une précision importante de l'information calculée, une vitesse de résolution importante pour atteindre le temps réel, l'intégration de la dépendance patient, tout en couvrant un grand nombre de déformations possibles. L'équilibre de ces quatre conditions amène classiquement à l'utilisation actuelle de modèles linéaires élastiques uniformes sur l'ensemble du foie, résolus en temps réel à l'aide de simplifications mathématiques.

Dans l'étude proposée, nous cherchons à développer un modèle numérique du foie, intégrant des lois de comportement hyper-élastiques ainsi que l'impact mécanique de la vascularisation à une échelle macroscopique. Une fois constitué, le modèle sera traité par des outils mathématiques de réduction de modèles et d'apprentissage afin de fournir une réponse en temps réel.

Pour cela une première étude de construction de maillage intégrant la vascularisation tout en permettant la résolution numérique est menée. Sur ces maillages, des indentations sont conduites pour différents cas de propriétés mécaniques entre la vascularisation et le tissu hépatique, complétées par une étude fluide-structure pour déterminer l'impact précis de la pression sanguine. Les données mécaniques sont ensuite homogénéisées, de manière à construire un modèle numérique paramétrique intégrant une loi physique hyperélastique ainsi que l'impact de la vascularisation. Une fois validé sur un échantillon réel par comparaison des champs de déplacement interne dans le cas d'une indentation, des simulations sont effectuées sur un vaste champ de déformations, et les réponses numériques sont utilisées par une méthode d'apprentissage pour construire une réponse fonctionnelle. Une fois intégrée dans un outil chirurgical, ce dernier permet de fournir une réponse en temps réel des déformations du foie.

GLOSSAIRE

AR	Augmented Reality
BEM	Boundary Element Method
FDTD	Finite Difference Time Domain
FEM	Finite Element Method
FSI	Fluid Structure Interaction
LATIN	Large Time Increment
LLE	Localy Linear Embedding
HA	Hepatic Artery
HV	Hepathic Vein
HPG	Hepatic Pressure Gradient
MSM	Mass Spring Model
P3DM	Pre-operative 3D Model
PCA	Principal Component Analysis
PGD	Proper Generalized Decomposition
PV	Portal Vein
PVP	Portal Venous Pressure
QLV	Quasi Linear Viscoelastic
SSL	Sparce Sub-space Learning
TD-FEM	Time Domain – Finite Element Method
VER	Volume Élémentaire Représentatif
VR	Virtual Reality
V-SLAM	Visual – Simultaneous Localisation And Mapping
X-FEM	Exended – Finite Element Model

SOMMAIRE

Chapitre I : Introduction et bibliographie

I.	Contexte	2
II.	Technologie et chirurgie.....	5
II.1	Chirurgies mini-invasives	6
II.2	Technologies mini-invasives.....	9
II.2.1	Simulateurs	9
II.2.2	Robotique et chirurgie mini-invasive	13
II.2.3	Compensation de la perte du touché	15
II.3	Visualisation et chirurgie	17
II.3.1	Visualisation 2D-3D.....	17
II.3.2	Réalité Augmentée : données affichées	18
II.3.3	Localisation et recalage.....	22
II.3.4	Application de la RA.....	25
III.	Modèles numériques	28
III.1	Introduction	28
III.2	Traitement des modèles numériques.....	28
III.2.1	Résolution temps réel	29
III.2.2	Méthode de réduction de modèle par pré-calculs	30
III.3	Chirurgie et modèles numériques	32
III.3.1	Simulations mécaniques pour la chirurgie.....	33
III.3.2	Modèles numériques des fluides.....	37
IV.	Propriétés mécaniques du foie	38
IV.1	Moyens de mesures des propriétés mécaniques	38
IV.1.1	Conditions in-vivo ex-vivo des tests de caractérisation	39
IV.1.2	Caractérisation non-invasive.....	43
IV.2	Modèles mécaniques du foie.....	45
IV.2.1	Généralités sur les lois de comportement.....	45
IV.2.2	Modèles linéaires-élastiques	47
IV.2.3	Modèles hyperélastiques	50
IV.2.4	Viscosité	52
IV.3	Intégration de la vascularisation.....	55
V.	Problématique: enjeux et intérêts	59

Chapitre II : Constitution des maillages

I.	Introduction	62
I.1	Maillages et méthode des éléments finis.....	62
I.2	Processus d’obtention des maillages.....	63
I.2.1	Problématique de fusion de maillages	63
I.2.2	Méthode de fusion de maillages	65
II.	Méthode.....	67
II.1	Présentation du processus global.....	67
II.1.1	Contraintes d’intégrité du maillage produit	67
II.1.2	Processus d’identification et de raffinement.....	68
II.2	Méthode d’identification et de raffinement	69
II.3	Indicateurs d’efficacité.....	71
II.3.1	Indicateur de précision	71
II.3.2	Indicateur du nombre d’éléments	72
III.	Évaluation quantitative	73
III.1	Scénarios de cas de tests standardisés.....	73
III.1.1	Détermination du niveau de raffinement optimal.....	73
III.1.2	Influence de la distribution de maillage	77
III.1.3	Validation de l’algorithme en terme de simulations numériques.....	81
III.2	Application à la vascularisation du foie	84
III.2.1	Contexte d’application	84
III.2.2	Résultats et analyse	85
IV.	Conclusion et ouverture.....	88

Chapitre III : Effet mécanique des vaisseaux sanguins

I.	Introduction	90
I.1	Contexte.....	90
I.2	Analyse de l’effet mécanique des structures hépatiques.....	93
II.	Modèle de vascularisation en section pleine.....	96
II.1	Construction du modèle	96
II.1.1	Principes d’études d’hétérogénéités	96
II.1.2	Constitution du modèle	97
II.2	Conditions numériques de l’indentation.....	98
II.2.1	Généralités sur la technique d’indentation	98
II.2.2	Forme de l’indenteur utilisé.....	99

II.2.3	Modélisation du contact	100
II.3	Résultats d'indentations	100
II.3.1	Comparaison entre tests expérimentaux et numériques	100
II.3.2	Analyse des efforts exercés sur la vascularisation	104
II.3.3	Conclusion.....	106
III.	Modèle de l'écoulement sanguin dans la vascularisation	107
III.1	Introduction	107
III.1.1	Étude bibliographique.....	107
III.1.2	Présentation du modèle numérique.....	108
III.1.3	Constitution du maillage.....	109
III.2	Identification des conditions aux limites	111
III.2.1	Conditions aux limites de la simulation fluide	111
III.2.2	Conditions aux limites des vitesses de fluides.....	117
III.3	Simulation d'indentations numériques.	126
III.3.1	Constitution du modèle	126
III.3.2	Méthode de résolution de l'indentation sur le modèle fluide-structure 128	
IV.	Résultats numériques	131
IV.1	Résultats des études fluide.....	131
IV.2	Résultats de l'indentation du modèle fluide-structure	133
V.	Conclusion.....	138

Chapitre IV: Inclusion des vascularisations dans un modèle homogénéisé

I.	Introduction	140
I.1	Contexte bibliographique	140
I.2	Modèle mécanique du foie.....	141
I.3	Problématique et homogénéisation.....	142
I.3.1	Problématique	142
I.3.2	Procédés d'homogénéisation	144
II.	Constitution du modèle du foie homogénéisé	147
II.1	Homogénéisation d'une unique inclusion.....	147
II.1.1	Constitution d'une base de référence	147
II.1.2	Identification des bornes de la fonction de répartition unitaire	150
II.1.3	Établissement d'une fonction de répartition de rigidité unitaire	151
II.2	Homogénéisation d'un ensemble d'inclusions.....	153

II.2.1	Principe de l'homogénéisation multi-structurelles	153
II.2.2	Identification des bornes de la fonction de répartition globale	154
II.2.3	Construction de la fonction de répartition de rigidité globale	155
II.3	Constitution du modèle du foie	157
II.3.1	Propriétés mécaniques intégrées	157
II.3.2	Application des procédés d'homogénéisation au foie et à ses vascularisations	158
III.	Validation du modèle mécanique	162
III.1	Méthode	162
III.1.1	Problématique	162
III.1.2	Établissement des conditions des tests réels	162
III.1.3	Constitution du modèle numérique	165
III.2	Résultats	167
III.2.1	Résultats en durée de simulation	167
III.2.2	Comparaison des champs de contraintes	168
III.2.3	Comparaison des champs de déplacement	170
III.2.4	Perspectives	174
IV.	Conclusion	175

Chapitre V : Réduction du modèle numérique du foie

I.	Introduction	177
I.1	Contexte chirurgical	177
I.1.1	Critères d'utilisation de modèles en conditions opératoires.....	177
I.1.2	Résolution en temps réel de modèles numériques	177
I.2	Problématique	179
I.2.1	Méthode de résolution préopératoire.....	179
I.2.2	Contexte d'application: la respiration libre	179
II.	Méthode.....	181
II.1	Présentation générale.....	181
II.2	Expression paramétrique du problème	182
II.2.1	Description paramétrique de la respiration libre	182
II.2.2	Réduction de la dimension grâce à la PCA.....	183
II.2.3	Description de l'espace paramétrique réduit	184
II.3	Constitution de la solution	186
II.3.1	Constitution théorique de la solution.....	186

II.3.2	Application au cas de la respiration libre.....	188
II.4	Représentation en temps réel des déformations	190
III.	Évaluation.....	193
III.1	Indicateurs	193
III.1.1	Indicateur de vitesse	193
III.1.2	Indicateur de précision	194
III.1.3	Indicateur de la dépendance au patient.....	194
III.2	Résultats de l'application à la respiration libre.....	196
III.2.1	Résultats.....	196
III.2.2	Analyse des résultats	197
III.3	Application au modèle du foie.....	198
III.3.1	Modélisation des déformations du foie en respiration libre	198
III.3.2	Analyse des résultats	198
III.3.3	Perspectives	201
IV.	Conclusion.....	202
	Conclusion & Perspectives	204
	Bibliographie	208
	Partenaires du projet	225
	Valorisation du Travail	226

CHAPITRE I

INTRODUCTION ET BIBLIOGRAPHIE

I. Contexte

Le cancer du système digestif est le second type de cancer le plus répandu à l'échelle mondiale, juste derrière le cancer du système respiratoire. La **Figure 1**, qui présente la répartition mondiale des cancers par Danaei et al [1], montre la fréquence élevée de ces cancers, avec ceux du foie en troisième position. Alors que la prévention par l'arrêt du tabac permet de réduire considérablement la proportion de cancers du système respiratoire, les réponses médicales aux cancers du système digestif résident aujourd'hui dans le traitement.

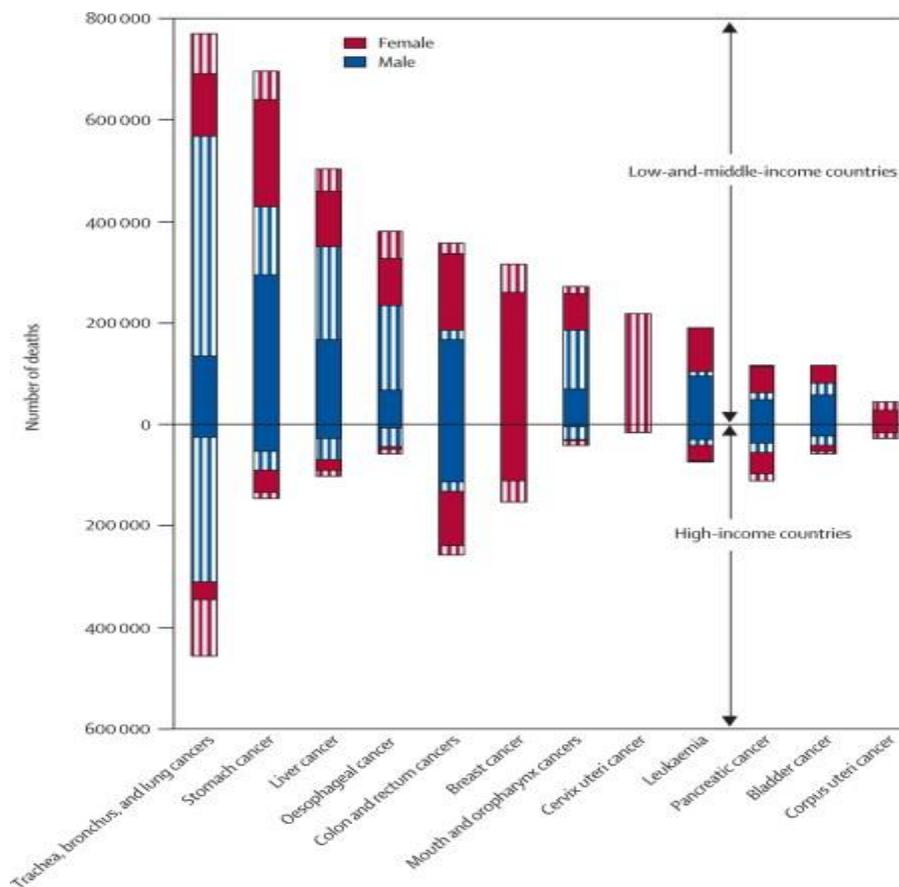


Figure 1 : Nombre de décès à l'échelle mondiale dus à des cancers, classifiés en fonction de leur cause et du genre. L'ensemble des cancers de l'appareil digestif est second en terme de fréquence, et ceux du foie sont en troisième position d'après l'étude de Danaei et al. [1]

La résection tumorale, comme la combustion des cellules cancéreuses ou l'ablation et l'extraction de la tumeur en entier, est la solution la plus usitée pour le cas des tumeurs hépatiques. Ces techniques chirurgicales sont en transformation continue, et ont connu une très forte évolution avec le développement des approches mini-invasives [2]. Bien que l'amélioration du bien-être des patients apportée par cette approche n'a plus à être prouvée,

elle présente de nombreux inconvénients pour les praticiens de la chirurgie : augmentation de la difficulté d'apprentissage, évolution rapide des outils conduisant à un besoin constant d'apprentissage, augmentation du nombre d'étapes au cours de la chirurgie, réduction de la perception sensorielle de l'opération, augmentation de la difficulté de gestion des complications chirurgicales...

Les nouvelles technologies, et tout particulièrement la modélisation numérique, cherchent à apporter des réponses à ces diverses difficultés. La modélisation numérique offre la possibilité de prédire le comportement tissulaire, et donc d'accompagner les chirurgiens en fournissant au travers d'informations virtuelles une importante aide à la décision en conditions opératoires (Figure 2). Les modèles numériques implémentent des lois physiques qui décrivent des fonctions biologiques et physiologiques complexes. Plus le modèle est riche, plus sa réponse est précise. Cependant, la complexité est également accompagnée de difficultés majeures, comme le besoin de données patient-dépendantes difficilement mesurables, ou encore la hausse importante du temps de calcul et l'importance des ressources informatiques requises pour la résolution du modèle.



Figure 2 : Chirurgien utilisant des images virtuelles de vascularisation en conditions opératoires, calculées par des modèles numériques, source d'une importante aide à la décision. (courtoisie IRCAD)

Le présent travail se place dans le contexte du développement d'outils chirurgicaux de réalité augmentée en temps réel et conditions opératoires pour la chirurgie hépatique. Dans un premier temps, nous ferons un bilan des techniques mini-invasives, leur histoire, avantages et limites, ainsi que des outils développés pour les améliorer. Dans un second temps, nous nous concentrerons sur les modèles numériques utilisés, les techniques de résolution et leurs contributions au monde chirurgical. Enfin, nous présenterons les modèles numériques du foie existants, ainsi que les méthodes actuelles pour obtenir les données biologiques pour les alimenter.

II. Technologie et chirurgie

Avec l'évolution actuelle de la société au travers de l'industrialisation et de la robotisation, la plupart des gestes techniques qui exigent un niveau de précision élevé sont réalisés par des machines [3], [4] allant jusqu'à remplacer complètement les humains dans la nouvelle génération d'industrie, l'Industrie 4.0. Cependant, pour ce qui touche à la santé, la situation est plus nuancée. Même si les robots et les logiciels prennent de plus en plus de place, les gestes techniques et les opérations restent l'apanage d'humains. Contrairement au monde industriel où les humains assistent les robots, pour la chirurgie les robots assistent, avec une place certes croissante, encore les humains (Figure 3). Cette relation entre l'homme et la machine est étudiée par Dario et al. en 1996 dans [5] où ils traitent de l'arrivée du logiciel dans la chirurgie avec le traitement d'images, la planification chirurgicale et enfin l'assistance per-opératoire.



Figure 3 : Salle de chirurgie classique. Les chirurgiens effectuent des gestes et prennent des décisions assistés par la technologie. (courtoisie IRCAD)

Rosen et al. catégorisent dans [6] le lien entre chirurgien et patient au cours d'une opération chirurgicale : premièrement, dans l'approche classique avec la chirurgie ouverte, les chirurgiens disposent d'un lien direct avec les tissus opérés. Ils ont une vue d'ensemble et en 3D de la scène chirurgicale, et peuvent sentir les tissus et leur comportement mécanique au travers de leurs outils. Le second type de relation fait intervenir l'informatique par

l'intermédiaire de caméras et de robots, entre le patient et les chirurgiens. Les praticiens manipulent dans ce cas des « joysticks » qui leur permettent de contrôler des outils insérés dans le corps du patient. Ils perdent ici le contact visuel et tactile direct. Le dernier type de lien correspond à la virtualisation complète du patient via un simulateur numérique. Dans cette dernière configuration la simulation numérique va jusqu'à remplacer le patient. Ces trois modes ont des avantages et des usages spécifiques et se combinent difficilement entre eux. Nous détaillons ci-après les différences d'assistance chirurgicale en fonction de leur mode d'utilisation.

II.1 Chirurgies mini-invasives

Les techniques mini-invasives ont été développées depuis 1987 avec la première cholécystectomie laparoscopique de Mouret [7]. Elles ouvrent de nouvelles perspectives en terme de confort des patients, car au lieu d'ouvrir largement le corps, l'incision est limitée à de petites ouvertures. Comme montré dans la [Figure 4](#), les outils sont insérés dans le corps par ces petites incisions. Cette technique apporte de nombreux avantages du point de vue des patients, comme la diminution de la douleur post-opératoire, la réduction du délai de récupération ou encore une considérable amélioration esthétique.

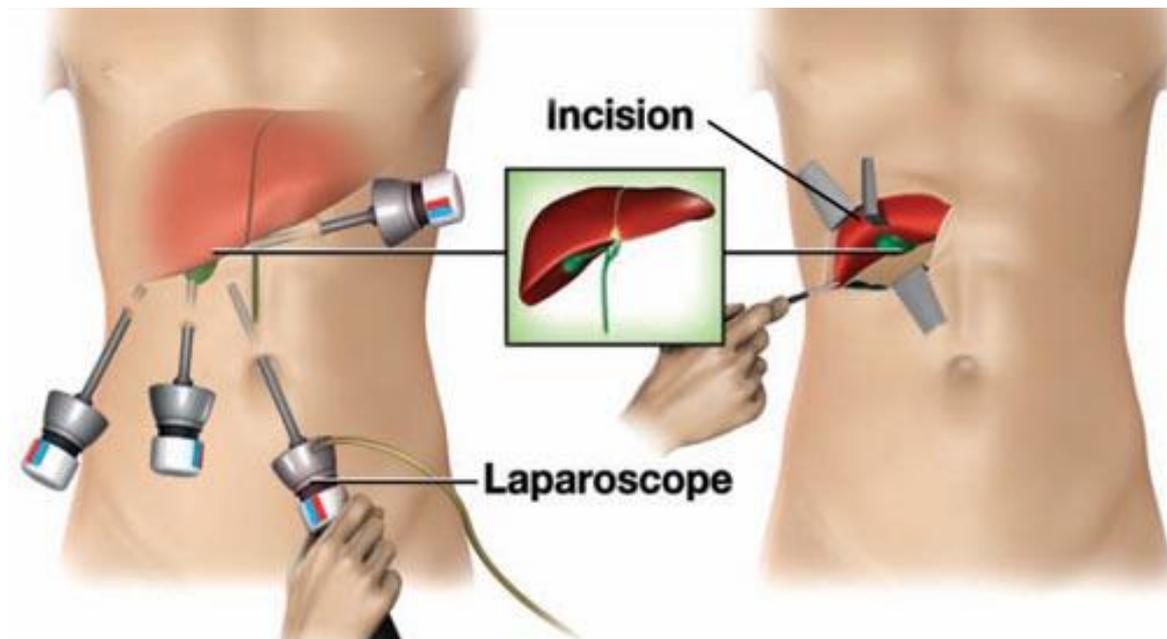


Figure 4 : Ablation de la vésicule biliaire faite avec des techniques mini-invasives à gauche et en grandes incisions à droite, conduisant à une réduction de la taille de l'incision de 6-14 cm à 3 de 0.5-1cm de 0.5-1cm issue de [8].

Les avantages des techniques mini-invasives sont confirmés par une forte demande des patients et des praticiens et une augmentation constante du marché associé qui devrait doubler entre 2013 et 2019 [2]. Cependant, peu de publications scientifiques soutenaient les avantages de cette méthode lors de ses débuts. En particulier, l'étude de Majeed et al. en 1996 [9] est très critique pour le mini-invasif. Ils comparent pour un ensemble aléatoire de 200 patients, la durée de chirurgie, le taux de réussite, le temps passé à l'hôpital et le temps passé avant le retour au travail du patient. Ils observent que la durée moyenne de récupération et les taux de succès sont similaires entre le mini-invasif et l'approche en grande ouverture, tandis que l'approche mini-invasive est beaucoup plus longue (65 min. en moyenne plutôt que 40 min.), et présente une complexité accrue en cas de complications. Ils en concluent que les gains du mini-invasif ne sont pas suffisants au regard de ses inconvénients.

Une seconde étude, publiée par Chen et al [10] la même année et menée auprès de 636 enfants, compile les résultats et les complications des chirurgies laparoscopiques réalisées. Ils mettent en évidence l'augmentation des difficultés pour faire face à des complications imprévisibles et complexes. Le nombre de possibilités réduites offertes par les outils chirurgicaux a un effet direct sur les options du chirurgien dans ces cas critiques. Ce manque d'adaptabilité, ainsi que le coût élevé, la durée importante et les difficultés d'apprentissage sont autant de points qui ralentissent la diffusion des techniques mini-invasives.

Crosthwaite et al. en 1995 [11] et Jones et al. en 1996 [12] étudient les restrictions visuelles de l'approche laparoscopique. Ils demandent à respectivement 3 et 10 praticiens de réaliser des techniques de couture sur écran vidéo et en vue directe. Alors que la qualité des différents nœuds produits était similaire, ceux réalisés sans vue directe nécessitait plus de temps de réalisation. Ils concluent que les principales difficultés induites par les techniques mini-invasives résident dans la réduction du champ de perceptions et la décorrélation entre les informations visuelles et le sens du toucher. Alors que l'obtention de ces deux informations est directe en chirurgie ouverte, la zone visible est réduite et restituée en 2D sur un écran plat pour les interventions laparoscopiques (cf. Figure 5).

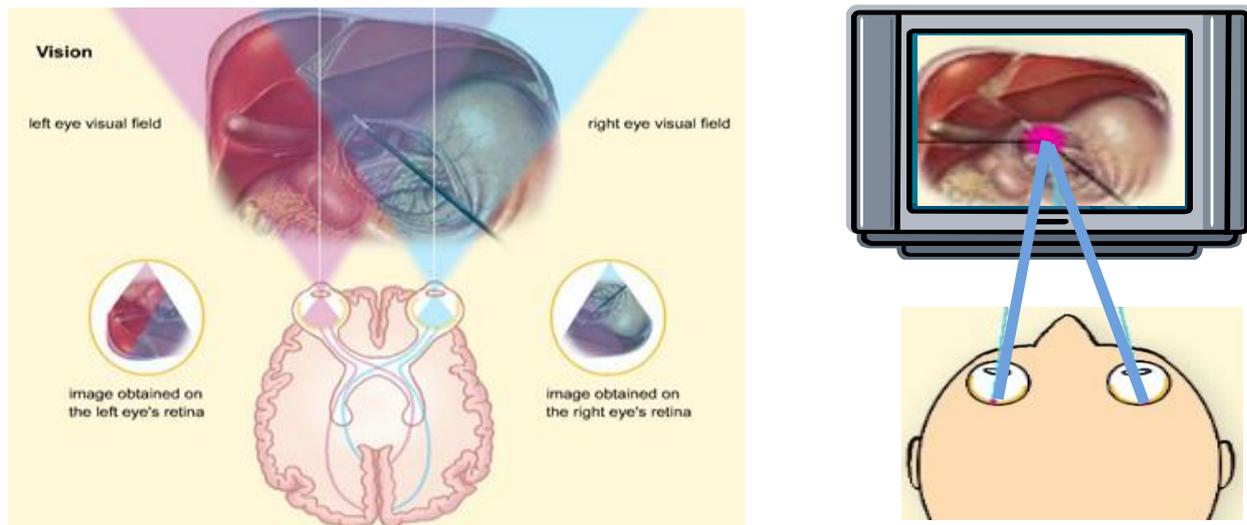


Figure 5 : Comparaison des champs de visualisation entre l'approche en grandes incisions et le mini-invasif. (courtoisie IRCAD)

L'impact visuel n'est pas la seule restriction sensorielle de l'approche en petites incisions. En effet, en grande incision, les praticiens ont un contact physique direct avec l'organe opéré et sont capables de ressentir de nombreux détails à travers le sens du toucher. Dureté, humidité, température, sont autant de variables qui ne sont plus transmises lorsque l'outil est contrôlé avec un joystick. L'étude d'Okamura et al. [13] fournit une description précise de cette contrainte, et la corrèle avec la restriction des zones de l'espace accessibles par les outils. En effet, alors qu'en chirurgie ouverte les praticiens peuvent atteindre n'importe quel point d'opération grâce à la liberté de mouvement offerte par leur main, en mini-invasif les déplacements sont restreints en fonction du nombre de degrés de liberté des outils ainsi que du point d'insertion.

Malgré ces difficultés, la forte évolution de la technologie a eu un effet direct sur l'utilisation de l'approche mini-invasive : 10 ans après l'étude critique de Majeed et al., une nouvelle étude conduite par Kok et al. [14] donne des résultats en faveur du mini-invasif. Les résultats obtenus sur 100 cas de dons de reins, et présentés dans la Figure 6, montrent que le taux moyen de complication est similaire dans les deux approches (12% en conditions opératoires et 6% en conditions post-opératoires). Les méthodes laparoscopiques s'avèrent en plus avoir des effets post-opératoires bénéfiques du point de vue du patient. La percée de l'approche mini-invasive qui s'en est suivie n'a été possible qu'avec l'assistance technologique mise en place autour de la chirurgie. Les différents moyens seront décrits ci-après.

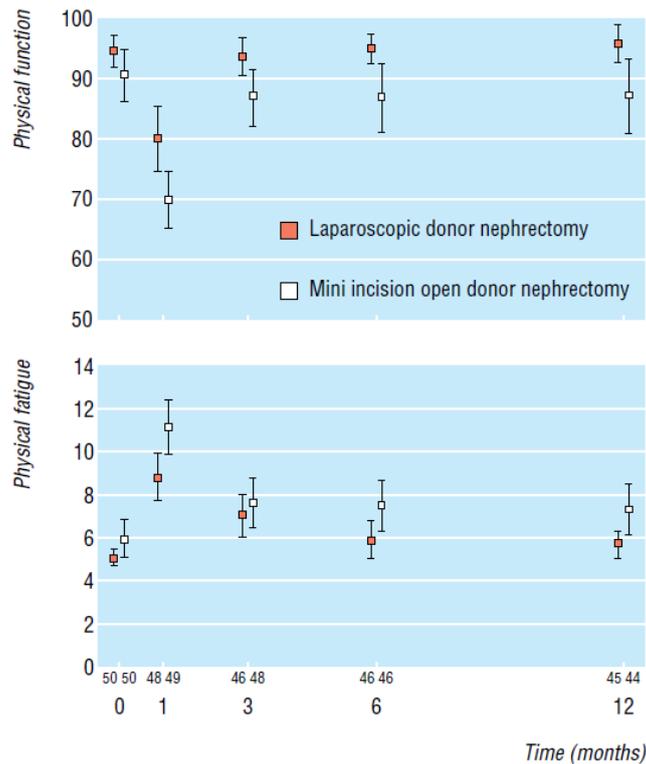


Figure 6 : Résultats de l'étude statistique de Kok et al. [14], montrant une amélioration en terme de réduction de la fatigue et de récupération des fonctions physiques à court et long terme pour l'approche laparoscopique.

II.2 Technologies mini-invasives

Alors qu'elles étaient fortement controversées, les chirurgies mini-invasives sont devenues incontournables en moins de 10 ans. Cela a été rendu possible par l'évolution de la technologie. Les outils ainsi développés peuvent être classifiés en deux familles distinctes : les simulateurs d'apprentissage et les outils d'amélioration per-opératoire. Alors que les premiers reposent sur un nombre fixe de cas d'application, les seconds doivent intégrer des données tissulaires et géométriques patient-dépendantes et des cas d'application bien plus variés.

II.2.1 *Simulateurs*

La formation est la fondation de toute évolution. Ainsi, le développement d'outils d'apprentissage a été un facteur prépondérant dans l'acceptation de la chirurgie mini-invasive par les chirurgiens.

Satava [15] étudie dès 1993 les conditions d'apprentissage des chirurgiens, et les différentes façons de créer des conditions artificielles similaires à celles de la chirurgie. Ils mettent en lumière l'équilibre nécessaire entre réalisme et complétude. Les simulateurs, alors

à leurs débuts, offrent soit un réalisme important soit une diversité de gestes. Ils estiment qu'il faudra plus de 40 ans pour dépasser cette différence et construire un simulateur qui traitera l'ensemble des gestes chirurgicaux avec un réalisme proche des conditions opératoires. De plus, ils soulignent qu'un tel simulateur nécessitera de reposer sur un cœur numérique.

II.2.1.1 Simulateurs réels

Scott et al. [16] développent un outil qui permet l'évaluation de la durée de réalisation ainsi que la précision d'un nœud effectué à l'aide d'outils laparoscopiques. Cette spécificité leur permet d'étudier l'évolution des compétences de 12 élèves chirurgiens au cours d'une formation de 6 semaines. Ils observent une amélioration considérable de la précision et de la vitesse d'exécution des gestes. Leur solution est à l'origine d'une famille de simulateurs qui fournit un environnement d'évaluation de compétences, plutôt que d'entraînement [17]–[19]. Les exercices développés couvrent de nombreux cas et se focalisent sur l'amélioration des gestes techniques élémentaires tel que la coupe, le positionnement d'objets ou la constitution de nœuds comme illustré dans la *Figure 7*.

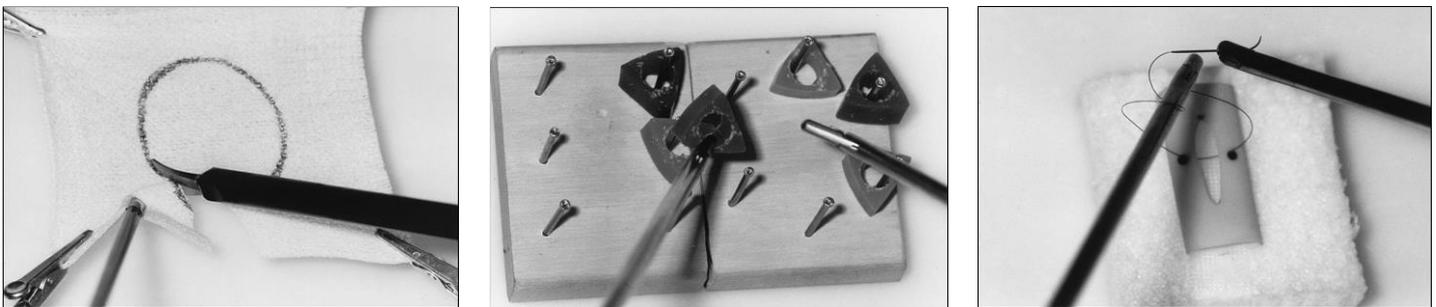


Figure 7 : Simulateurs pour l'entraînement et l'évaluation des gestes laparoscopiques issus de [17]. Découpage du papier à gauche, modèle Pegboards au centre, et nœud intracorporel à droite.

Ces différents simulateurs physiques présentent également l'intérêt d'être facilement déployables et peu coûteux. Adrales et al [20], développent ainsi une solution réduite à trois gestes chirurgicaux clés, permettant une commercialisation de grande ampleur et une généralisation de cette technique d'apprentissage.

En privilégiant les tests simples, peu coûteux et facilement déployables, ces simulateurs mettent le réalisme à un second plan. Ils n'utilisent donc pas de modèle numérique et n'offrent

pas une mise en situation chirurgicale complète. Hamilton et al. Remettent ce choix en question dans [21]. Ils considèrent que la diversité des gestes opératoires ne peut être réduite à des sous-ensembles de quelques gestes techniques. Au contraire, pour eux, plus le simulateur est réaliste, plus le praticien acquiert une expérience couvrant l'ensemble de la chirurgie. Ils créent un abdomen artificiel qui fournit aux élèves des conditions de pratique plus proches de la chirurgie réelle.

Depuis lors, le marché a été couvert par de nombreux outils de formation supplémentaires qui proposent une large gamme de caractéristiques : réaliste, précis, spécifique, généraliste, ... Malgré cette diversité, Satava [22] met en évidence dans deux manques importants : la simulation du comportement des tissus mous, et l'absence d'un simulateur complet qui permettrait d'évaluer toutes les compétences d'un chirurgien avec un seul outil.

II.2.1.2 Simulateurs virtuels

Un premier pas pour surmonter ces deux difficultés a été fait avec l'apparition d'un nouveau domaine spécifique au début des années 2000 : la Réalité Virtuelle. Au lieu de manipuler des objets physiques, les outils chirurgicaux sont reliés à des capteurs. Les informations acquises sont ensuite traitées via un modèle numérique (cf. *Figure 8*).

Un logiciel calcule les déformations et l'effet des outils sur un organe donné, et restitue aux chirurgiens une image virtuelle d'un patient quelconque. Cela crée un environnement d'apprentissage entièrement virtuel et fortement similaire à la salle d'opération.

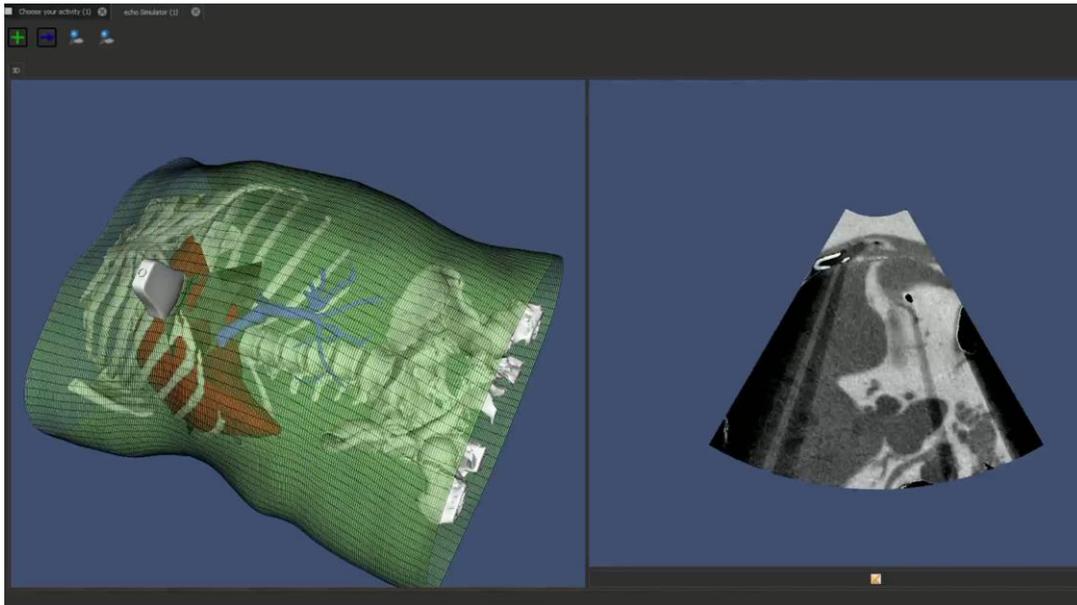


Figure 8 : Exemple de simulateur en réalité virtuelle développé par l'IRCAD qui corrèle un modèle numérique avec une image échographique calculée (courtoisie IRCAD)

Un premier simulateur virtuel, appelé MIST VR (Minimally Invasive Surgical Trainer ; Virtual Reality), est testé par Gallagher et al. [23] par un groupe de 32 chirurgiens d'expérience variées. Les résultats montrent une amélioration considérable de la vitesse d'apprentissage par rapport aux approches classiques. En effet, la réalité virtuelle permet de simuler les déplacements et déformations des organes en réponse aux actions du chirurgien, offrant ainsi bien plus de réalisme. Elle permet également de traiter un éventail plus large de conditions opératoires et de cas à traiter qu'un mannequin [24].

Schiven et al. [25] classifient les différentes solutions de simulateur numérique en réalité virtuelle. Ils observent la même différenciation que pour les simulateurs physiques, entre les solutions qui traitent de cas plus simples et moins coûteux d'une part, et celles qui cherchent à être le plus réaliste possible d'autre part.

Toutes ces méthodes visent à fournir le meilleur environnement d'apprentissage possible pour les chirurgiens. Les différentes solutions répondent à divers besoins et cas d'utilisation. Dans ce domaine, la simulation numérique prend une place prépondérante car elle est en mesure de fournir des conditions très réalistes, tout en restant accessible en terme de prix et d'environnement de déploiement. De surcroît, elle offre de nombreuses possibilités d'amélioration vers des cas toujours plus réalistes.

II.2.2 Robotique et chirurgie mini-invasive

Dans l'optique de dépasser les difficultés introduites par la chirurgie mini-invasive, les simulateurs offrent aux chirurgiens des conditions optimales d'apprentissage. Dans ce contexte, plutôt que d'améliorer les compétences du chirurgien, une seconde approche vise à améliorer leur outillage.

Camarillo et al. [26] classent les outils chirurgicaux en trois catégories différentes : (i) ceux qui offrent une meilleure maîtrise du tissu manipulé, (ii) ceux qui améliorent la visibilité de la zone opérée et (iii) ceux qui offrent une meilleure compréhension de la localisation de l'outil. Ces trois aspects sont traités dans une même solution par Taylor et al. [27] qui développent en 1995 un premier robot chirurgical.

Cependant, pour des raisons de coût, de taille, de vitesse de réaction, de précision et d'ergonomie, ce premier robot n'a pas été industrialisé et n'a été utilisé qu'épisodiquement. Il a cependant servi de base à la création de deux autres robots majeurs, le Da Vinci© et le Zeus©. Ballantyne [28] compare les deux solutions et observe qu'elles sont similaires en termes d'ergonomie, de vitesse, de taille et de coût.



Figure 9 : Salle de chirurgie utilisant un robot chirurgical. Le chirurgien contrôle les trois bras articulés à partir d'une console pendant que les assistants complètent les actions du robot. (courtoisie IRCAD)

Les deux types de robots mettent en œuvre trois bras contrôlés par un chirurgien qui s'assoit devant une console distante comme représenté sur la [Figure 9](#). La principale différence entre eux, réside dans la perception du chirurgien de la zone opérée. Le Da Vinci© produit une unique vue en 3D immergée. Le Zeus©, quant à lui, offre plusieurs vues différentes, dont une du point de vue de l'outil manipulé. Cette différence est selon Ruurda et al [29] la principale raison expliquant la différence d'utilisation en faveur du Da Vinci©.

Le développement des robots chirurgicaux a transformé fondamentalement la conception de la salle de chirurgie et de l'opération en elle-même. En effet, le praticien se trouve devant une console à une certaine distance du patient et non plus en contact direct. Cet aspect a été particulièrement développé par Marescaux et al. [30] qui ont réalisé en 2000 une résection de vésicule biliaire transatlantique.

Malgré cet exploit, et une augmentation progressive du nombre de salles de chirurgie robotisées [31], les contributions et la place des robots dans la salle d'opération restent fortement critiquées jusqu'en 2004 [32]–[34]. En effet, la distance avec le patient ainsi que les dimensions importantes des robots, le nombre d'assistants et la durée de l'opération induisent des risques supplémentaires pour les patients. Par la suite, les constructeurs ont intégré diverses évolutions technologiques et ont revu l'ergonomie [35] afin de réduire leur taille et augmenter leur efficacité. Ces évolutions conduisent à une révision de l'ensemble de la salle d'opération autour des robots comme le montre la [Figure 10](#).



Figure 10 : Représentation d'une salle d'opération robotisée complète qui optimise les conditions d'opérations autant pour le patient que pour le chirurgien. (courtoisie IRCAD)

L'acceptation de cette approche prend un nouvel essor avec la généralisation de la Réalité Augmentée. Celle-ci apporte une assistance considérable aux praticiens en particulier dans la prise de décision en conditions opératoires [36]. Elle s'adapte tout particulièrement bien aux outils de visualisation immersifs des robots. Leur développement complémentaire permet une utilisation optimale de l'un comme de l'autre.

La robotique ouvre ainsi de nouvelles possibilités d'assistance chirurgicale, aussi bien pour des questions de confort que de nécessités chirurgicales. Elle induit également une refonte complète du rôle et des fonctions des personnes présentes dans la salle d'opération. Ainsi, l'ensemble des connaissances, des gestes et des techniques des chirurgiens et de leurs assistants ont dû évoluer autour des machines.

II.2.3 *Compensation de la perte du touché*

La technologie a également joué un rôle important dans la restitution des informations sensorielles pendant la chirurgie. En effet, non seulement la zone de vision est considérablement réduite, mais les chirurgiens perdent également toutes les informations qu'ils pourraient obtenir par le sens du toucher. Cela est dû à la manipulation de manettes plutôt que des outils conventionnels.

Ainsi, les informations mécaniques des organes opérés, comme leur rigidité, n'est plus transmise, tout comme la température, la pression, la propagation des vibrations et l'humidité [13]. Ces différentes informations sont regroupées sous le terme de « retours haptiques ».

Bien que la réduction forte de la perception visuelle semble à priori plus handicapante que la perte des retours haptiques, différentes études contredisent cette affirmation [37], [38]. Mahvash et al. comparent dans [37] la durée et la précision de gestes standards avec et sans vue directe et avec et sans retours haptiques. Ils observent que la présence des retours haptiques améliore considérablement l'efficacité des praticiens par rapport à la vue directe. Ils concluent qu'il est plus important de restituer une expérience tactile à travers la virtualisation.

Les premières méthodes de transmission des retours haptiques listées dans la revue de la littérature de Ben-Ur en 2002 [39] utilisent des moyens mécaniques. Le plan d'outil de la **Figure 11** utilise ces principes pour transmettre la rigidité physique sur le contact de l'outil à la main du chirurgien. Cependant, les informations transmises sont limitées à la rigidité, et

n'incluent ni l'humidité ni la température.

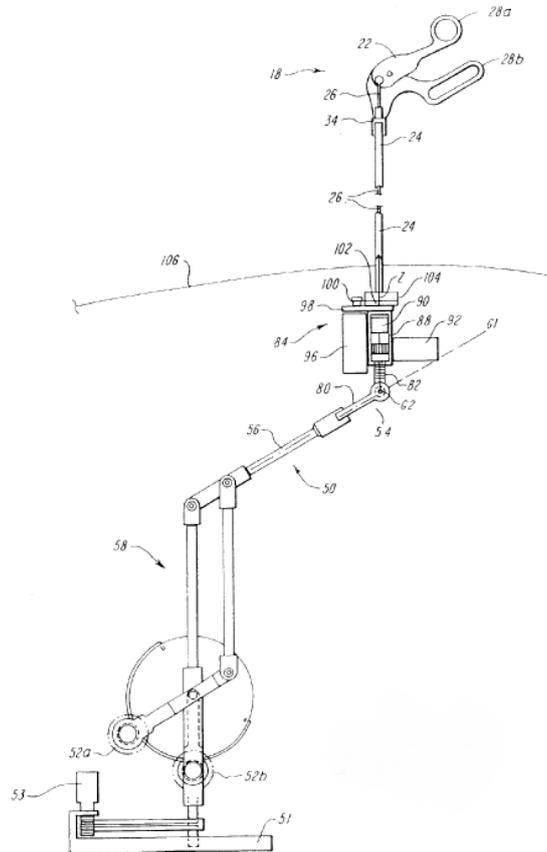


Figure 11 : Exemple de dispositif permettant un retour de force mécanique pour outils laparoscopiques présenté dans [39]. La rigidité mécanique des tissus est transmise mécaniquement, et nécessite une complexification du format de l'outil.

Pacchierotti et al. [40] constatent en 2016 l'émergence de méthodes numériques de calcul du retour haptique. Celles-ci commencent à concurrencer l'approche classique, alors majoritaire d'un point de vue des outils commercialisés. L'approche numérique permet en particulier d'évaluer un plus grand nombre de facteurs. Cependant, la valeur de force calculée dépend fortement du modèle intégré, et peut s'avérer moins précise que la mesure directe des approches mécaniques.

La Figure 12 illustre la méthode de Cotin et al. [41] qui utilisent une boucle numérique entre la force appliquée sur l'outil, le déplacement induit numériquement et la force de retour générée sur l'outil. En induisant des simplifications mécaniques, ils arrivent à s'approcher du calcul temps-réel des retours haptiques (1000 Hz). Cette fréquence élevée est l'un des obstacles principaux du calcul numérique des retours haptiques. Ainsi, bien que la méthode permette de couvrir un plus grand nombre de possibilités, son utilisation en temps-réel

implique des simplifications qui peuvent conduire à une perte de précision face aux approches classiques.

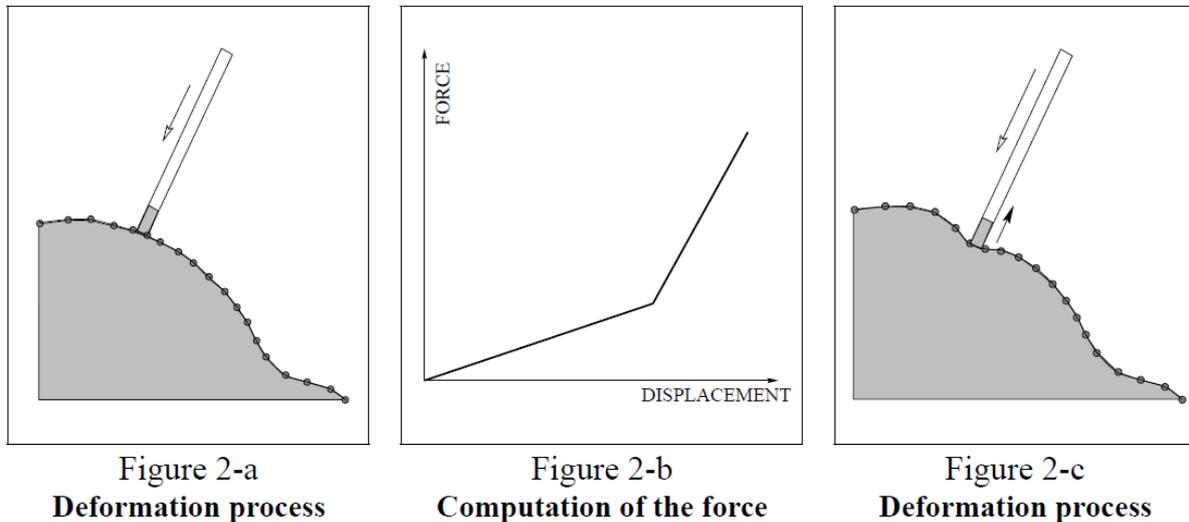


Figure 12 : Méthode de calcul numérique du retour de force de Cotin et al. [41].

La restitution des retours haptiques est une pierre angulaire dans l'appropriation de ces techniques par les chirurgiens. La majorité des outils laparoscopiques qui traitent cette problématique présentent des capteurs qui fournissent un ensemble d'informations considérablement réduit. Les nouvelles méthodes utilisant des simulations numériques présentent de nombreuses opportunités dans ce domaine. Cependant leur généralisation nécessite l'amélioration du traitement des modèles numériques, pour fournir des réponses précises à haute fréquence.

II.3 Visualisation et chirurgie

Le passage des grandes incisions aux techniques mini-invasives a fortement restreint les données visuelles disponibles pour les chirurgiens. Satava [42] identifie trois domaines différents : (i) la restriction de la zone observable, (ii) le passage d'une vue 3D à un affichage 2D et (iii) la taille de la zone vue à un instant donné. Comme nous allons le voir, les modèles numériques jouent un rôle particulier dans le traitement de cette difficulté.

II.3.1 Visualisation 2D-3D

En conditions opératoires, les images sont acquises par une caméra laparoscopique

invasive qui fournit une image en nuances d'une unique couleur. La restitution de la profondeur dans l'image fournie aux praticiens nécessite au préalable une acquisition spécifique incluant cette profondeur. Bergen et al. [43] interrogent la contribution de la vue 3D. Ils font exécuter 6 différentes techniques laparoscopiques à 40 chirurgiens, une fois avec une vision plate, et une fois avec une vision 3D. En plus d'une forte préférence personnelle des praticiens pour la vue 3D, les résultats montrent une amélioration du temps d'exécution du geste et de sa précision, validant l'utilisation de la profondeur ou des images d'immersion.

Les outils développés pour répondre à cette problématique reposent sur deux méthodes différentes [42]. La première utilise deux caméras distinctes pour une double acquisition de la zone visualisée, et une reconstitution de la profondeur. La seconde vise à améliorer les données fournies par une unique caméra de manière à pouvoir reconstituer la profondeur.

Bien qu'elle présente la nécessité d'introduire une seconde caméra, et donc de faire une incision supplémentaire, la première approche a été préférée jusqu'à maintenant. En effet, elle ne nécessite pas de développement d'outils spécifiques, mais simplement la mise en relation de plusieurs d'entre eux. Cela se joue à une échelle numérique où les deux images sont calibrées et repositionnées l'une par rapport à l'autre. Cette étape de recalage est cependant très lourde en terme de ressources numériques, en particulier puisque la distance entre les deux caméras varie à tout moment et nécessite d'être prise en compte.

La seconde méthode nécessite quant à elle une amélioration considérable de la caméra insérée, et donc une modification de sa taille et de la zone couverte. Elle repose soit sur une acquisition directement en 3D, soit sur la division d'une unique image en deux images adaptées à chaque œil. Elle ne nécessite qu'une seule incision, ce qui est un gain important du point de vue des patients. De plus, les calculs numériques associés sont plus légers. Cependant, la modification de l'outillage physique rend sa généralisation plus lente.

II.3.2 **Réalité Augmentée : données affichées**

La réalité augmentée (RA) vise à fournir des données inaccessibles aux chirurgiens en les calculant numériquement et en les ajoutant sur des images réelles. Depuis le développement du numérique, des scientifiques travaillent à créer ou améliorer la RA. Ses développements successifs se trouvent dans les nombreux états de l'art présents dans la

littérature [44]–[46]. Toutes s'accordent sur les bénéfices importants qu'offre la RA pour la chirurgie. Elles décomposent la RA en trois problématiques structurantes distinctes : (i) quelles informations représenter, (ii) comment représenter ces informations, et (iii) où positionner l'image virtuelle dans l'image réelle ?

Pour ce qui est de la première problématique, bien qu'il soit possible de calculer de nombreuses informations, toutes ne sont pas nécessairement pertinentes pour les chirurgiens. Il est donc essentiel d'effectuer un travail en amont, pour identifier les besoins des praticiens.

Initialement, les données représentées étaient contraintes par les moyens d'acquisition et de représentation. Les premiers essais de Peters et al. [47] mettent en œuvre des miroirs pour ajouter des images virtuelles d'une vascularisation complète spécifique au patient sur une image cérébrale en temps réel telle qu'illustrée à la *Figure 13*. Cette première utilisation simple de la RA a considérablement aidé pour l'insertion d'aiguille. L'information affichée correspond ainsi à des données physiologiques, invisibles par ailleurs.

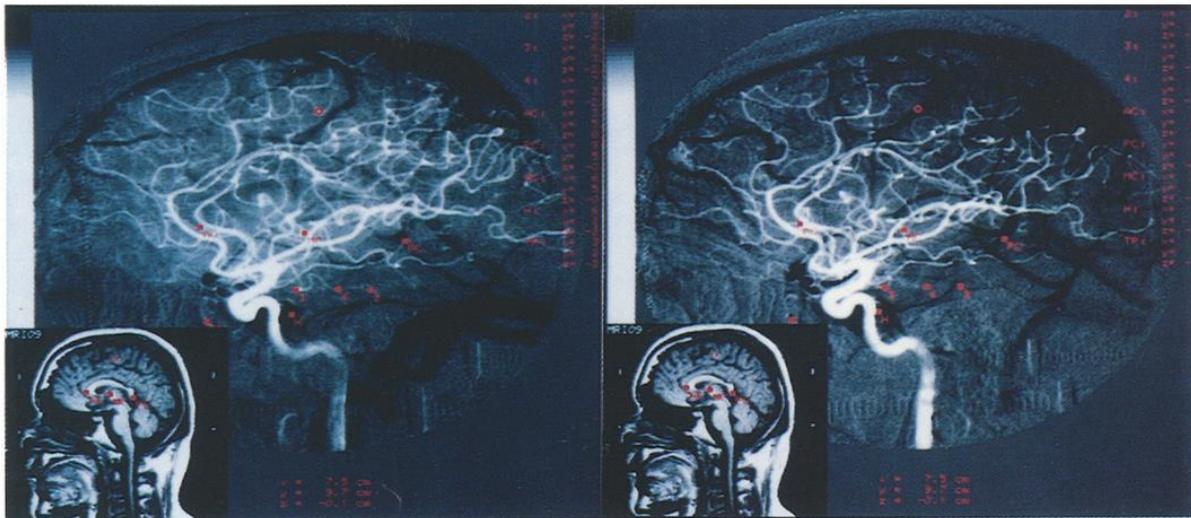


Figure 13 : Premières images en réalité augmentée par Peters et al. [47]. Une vascularisation cérébrale acquise en conditions pré-opératoires enrichit en temps réel une image cérébrale, afin d'aider le positionnement d'une aiguille insérée.

Cette première approche repose sur une superposition directe, sans traitements additionnels. Or, les images préopératoires, comme les images IRM ou CT-Scans, contiennent également les tissus des autres organes que ceux qui doivent être représentés. Ce surplus d'information peut complexifier l'image restituée, et handicaper le chirurgien plus que l'aider.

Afin de limiter la quantité de données introduites par la RA, Teber et al. [48] réalisent un maillage spécifique pour les tumeurs rénales. Ils ajoutent ainsi uniquement les éléments essentiels (vascularisation, tumeurs, contour du rein) en fonction du besoin et de la demande du chirurgien (cf. Figure 14). Ils valident la précision de leur procédé sur 10 reins de cochons ayant des tumeurs artificielles. L'image statique qu'ils fournissent s'adapte bien aux conditions ex-vivo post mortem de leur cas de validation. En effet, ces conditions restreignent les déformations naturelles des tissus mous.



Figure 14 : Image en réalité augmentée du rein de cochon par Teber et al. dans [48]. L'image virtuelle ajoutée présente la tumeur ainsi que la vascularisation, invisible autrement.

Hallet et al. [49] développent une solution complète s'appuyant fortement sur la RA pour le traitement du cancer de l'appareil digestif. Les premiers éléments qu'ils ajoutent en RA sont à nouveau les éléments physiologiques telles les tumeurs ou la vascularisation (cf. Figure 15). Ces informations sont essentielles aux chirurgiens, car elles leur permettent de mieux se situer lors de l'opération chirurgicale, et fournissent une aide à la décision importante. Toutefois, Hallet et al. ne se contentent pas simplement de mettre en valeur différents organes ou structures physiologiques. En effet, à partir de traitements pré-opératoires et de la

localisation virtuelle des organes, ils incorporent également des plans de coupe ou des trajectoires d'outils. Ces informations sont purement virtuelles, et ne peuvent être transmises aux chirurgiens que par la RA. La RA permet ainsi de porter les techniques mini-invasives au-delà de ce que peuvent faire les grandes incisions, en fournissant des informations inaccessibles jusque-là.

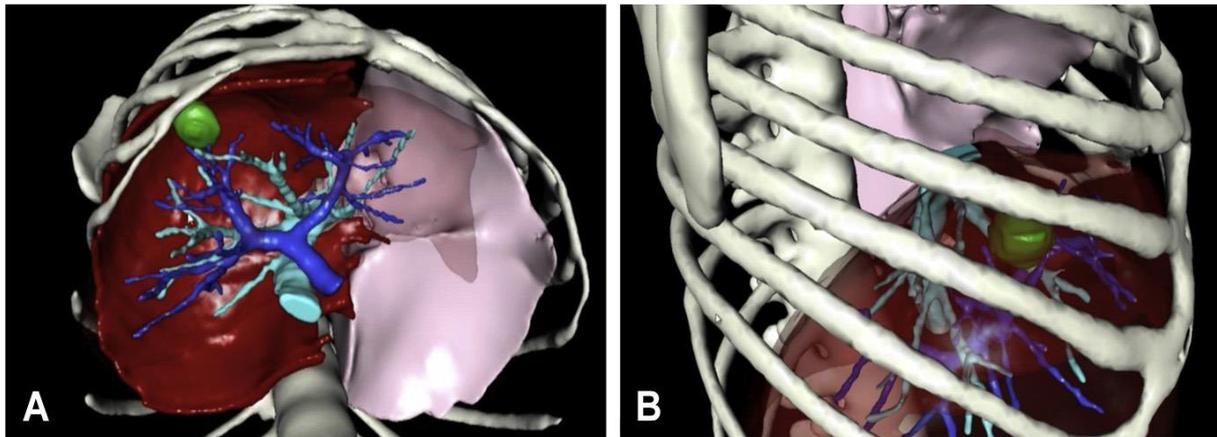


Figure 15 : A) Modèle virtuel tridimensionnel. (B) Représentation incluant différents niveaux de transparence permettant d'évaluer la localisation de la tumeur (verte) par rapport aux structures adjacentes comme la veine porte (bleu), et les veines hépatiques (cyan). Extrait de Hallet et al.[49]

Les perspectives ouvertes par Hallet et al. ont été utilisées pour de nombreuses autres applications. Une fois les organes et éléments physiologiques identifiés et positionnés, il est possible d'ajouter facilement des données purement virtuelles telle la trajectoire des outils. Ce principe a, entre autre, été utilisé par Auer et al. [50] et Traub et al. [51] dans le cadre de la chirurgie vasculaire. Leur assistance en RA permet de positionner des outils laparoscopiques de manière à atteindre la zone opérée tout en passant les côtes.

Par la suite, les informations représentées se diversifient encore plus. Wendler et al. [52] représentent la diffusion d'un marqueur chimique en temps-réel dans le cadre de chimiothérapie. Grasa et al. [53] utilisent, quant à eux, la RA pour indiquer les éléments visibles identifiés ou non. La Figure 16 illustre l'image qu'ils produisent.

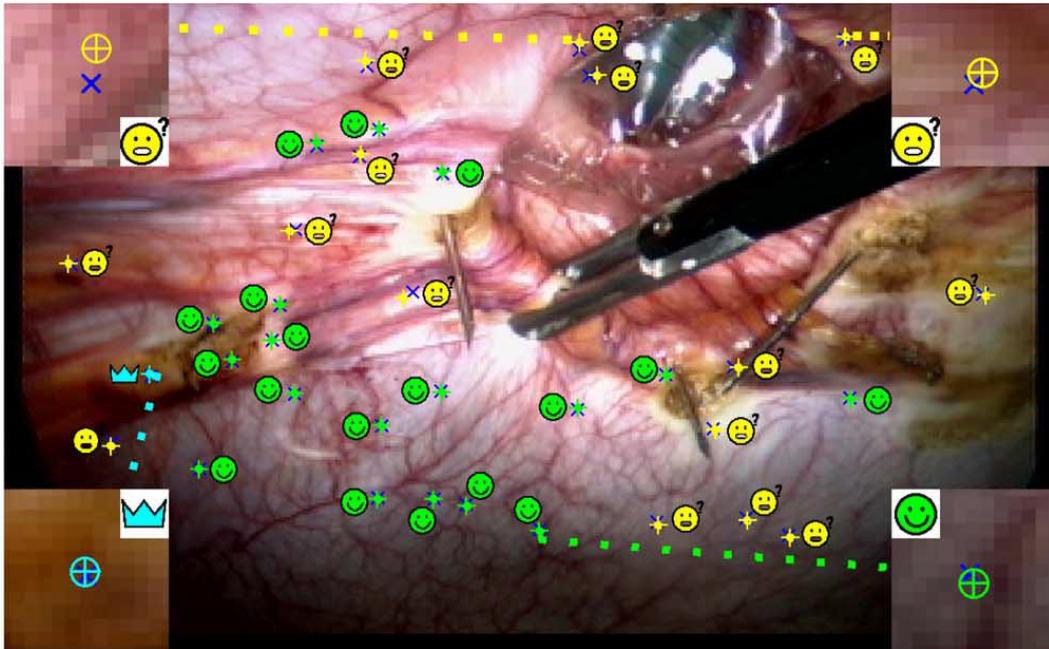


Figure 16 : Représentation en RA de Grasa et al. [53] Un identifiant vert est mis pour les éléments dont l'organe d'appartenance est connu. Un autre (jaune) marqueurs indique les éléments pour lesquels l'organe correspondant n'est pas identifié par la solution logicielle.

Toutes ces représentations s'ancrent sur une connaissance virtuelle préalable de la physiologie du patient. En effet, la propagation du marqueur chimique ou le tracé de la trajectoire des outils nécessite une connaissance fine de la géométrie des organes du patient. Ainsi, une bonne connaissance de la position, de la délimitation et du comportement des organes opérés permet de déduire les autres informations virtuelles à ajouter. Ces différentes études mettent en valeur l'importance primordiale de la simulation des comportements et déformations des organes représentés. Cela permet de restituer ces informations directement aux chirurgiens pour les guider dans leur prise de décision. Les simulations servent également de fondations aux autres informations virtuelles représentées.

II.3.3 Localisation et recalage

Le second point technique de la RA réside dans la superposition de deux images différentes. Bien qu'il soit facile d'ajouter numériquement une image à une autre, il est bien plus complexe de positionner l'image virtuelle par rapport à l'image réelle. En effet, la déformation des organes et le déplacement de la caméra réelle rendent la localisation de l'image virtuelle complexe. Ces éléments peuvent induire une erreur qu'il n'est pas possible

de compenser avec une amélioration de la précision de l'image ajoutée.

La première méthode de positionnement de l'image virtuelle est manuelle. Azuma [44] utilise un miroir pour ajouter l'image virtuelle. En modifiant son angle, ils modifient la position de l'image ajoutée, et la repositionnent manuellement. Dans leur note technique, Kawamata et al. [54] soulignent l'évolution technologique associée à la RA en particulier avec l'aide importante du numérique. Toutefois, ils signalent que le positionnement de l'image virtuelle reste manuel [55]. Il s'agit là d'une opération fastidieuse, entraînant potentiellement de nombreuses erreurs.

Rassweiler et al. [56] réduisent ce processus à la sélection de points concordants dans les deux images. Bien que la méthode soit bien plus rapide et simple à effectuer, elle sollicite tout de même l'action d'un technicien dédié.

L'automatisation complète de la localisation et du recalage d'une image virtuelle sur une image réelle a donné naissance à un domaine entier du traitement d'image, nommée V-SLAM (Visual-Simultaneous Localization and Mapping).

Les premiers domaines d'application correspondent à des représentations d'organes internes à la surface du corps du patient [57]. La restriction à des images externes du patient permet l'utilisation de caméras à champ de profondeur plus volumineuses, comme la Kinect[®]. Elles permettent de mesurer en temps réel la déformation de surface et d'obtenir un maillage déformé correspondant à l'aide d'un solveur numérique. Ce maillage permet ensuite un repositionnement de l'image virtuelle. Macedo et al. [58] font usage de cette technique pour positionner une image du squelette du patient dans le cadre de préparations chirurgicales.

Cette méthode présente cependant d'importantes limites dans le cadre du recalage d'image en chirurgie invasive, ou pour des représentations de tissus mous. En effet, la déformation continue de ces derniers nécessite un calcul supplémentaire de simulation numérique qui ralentit considérablement le processus.

Pour surmonter ces restrictions spécifiques, Schneider et al. [59] détaillent une nouvelle approche. Celle-ci repose sur l'association de marqueurs identifiés sur la surface 2D avec leur équivalent sur un modèle numérique 3D. Le positionnement des points caractéristiques identifiés est mis à jour d'une image vidéo à l'autre de proche en proche. Ainsi, la précision de la méthode est directement liée au nombre de points suivis.

Avec 6 points de référence, Sun et al. [60] repositionnent des images crânielles avec une précision de l'ordre du millimètre. Mahmoud et al. [61] utilisent cette technique pour suivre

la peau d'un patient et y positionner les organes internes du patient en temps réel (cf. *Figure 17*). Le traitement par V-SLAM leur permet de produire une image qui reste positionnée correctement et ce malgré le mouvement respiratoire naturel ainsi que les déplacements de la caméra avec une précision finale de 5 mm.

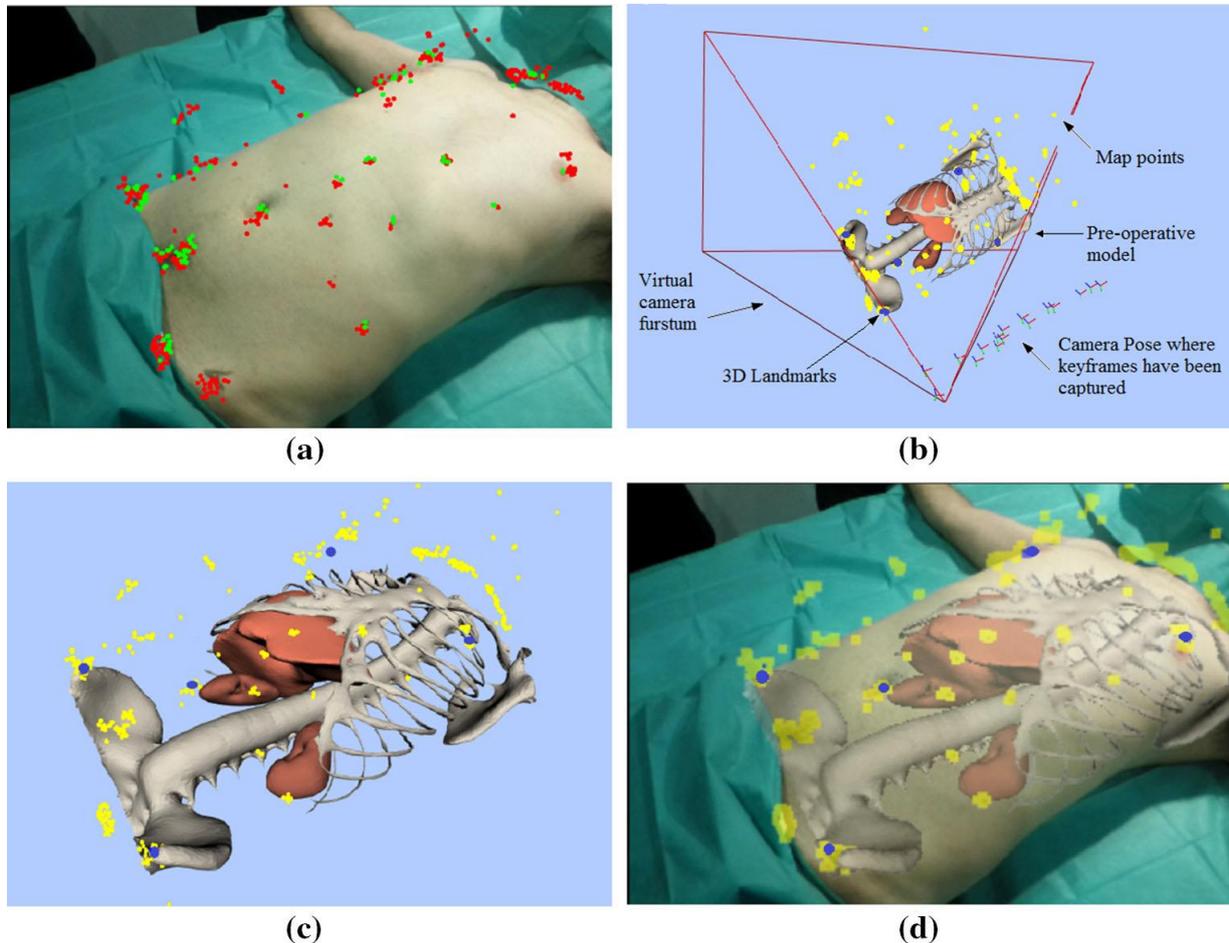


Figure 17 : Repositionnement des organes internes du patient, en s'appuyant sur l'association 2D-3D V-SLAM par Mahmoud et al [61].

- a. Image réelle augmentée des points projetés (rouge) et appairés (vert).*
- b. Scène 3D virtuelle incluant le modèle 3D préopératoire du patient enregistré.*
- c. Image virtuelle repositionnée par rapport à la caméra.*
- d. Image réelle intégrant les organes internes par RA.*

Le repositionnement de l'image virtuelle présente des difficultés importantes spécifiques à la RA. Différentes techniques faisant appel au calcul numérique permettent de positionner automatiquement les différentes mailles à représenter, sans affecter la précision globale de l'image finale. Ce repositionnement n'intègre cependant pas la déformation des organes représentés. Ainsi, dans le cas d'opérations invasives du foie, le repositionnement ne

permet pas un suivi en temps réel des déformations. Cela est dû à la différence importante de position de l'organe entre le modèle volumique virtuel obtenu par IRM ou scanner, et le foie réel en début d'opération. Les modèles mécaniques numériques fournissent donc une aide importante dans le recalage initial, et offrent une information complémentaire sur la déformation, essentielle pour la RA temps réel.

II.3.4 *Application de la RA*

Malgré la complexité de son automatisation complète, la RA a pris une place prépondérante dans le processus chirurgical. En effet, elle présente de nombreux cas d'applications aussi bien en conditions pré-opératoires que per-opératoires.

En conditions pré-opératoires, la RA permet d'effectuer un travail important de préparation de la chirurgie [62]. Elle est aujourd'hui présente dans la plupart des processus pré-opératoires. Dans leur étude de Stadie et al. [63] un effet "Déjà vu" est mis en évidence. Il est induit par les processus pré-opératoires en RA ou RV. De l'avis de plus de 106 chirurgiens pratiquants, cette sensation leur permet d'anticiper les étapes chirurgicales et d'effectuer la chirurgie avec une conception globale. Cela limite les risques de complications et offre des conditions optimales pour la prise de décision en conditions opératoires.

Cette méthode a d'abord été développée pour la chirurgie faciale, [58], [60]. Pour ces cas, la RA permet de corréler les structures osseuses sous-jacentes à modifier, avec leurs conséquences sur le visage. Pour les chirurgies invasives, la RA ainsi que la RV sont fréquemment utilisées pour déterminer les positions et trajectoires optimales des outils. Cela permet de déterminer des trajectoires optimales qui évitent des organes sensibles ou des structures osseuses, tout en atteignant le point de chirurgie [50], [51] tel qu'illustré à la **Figure 18**.

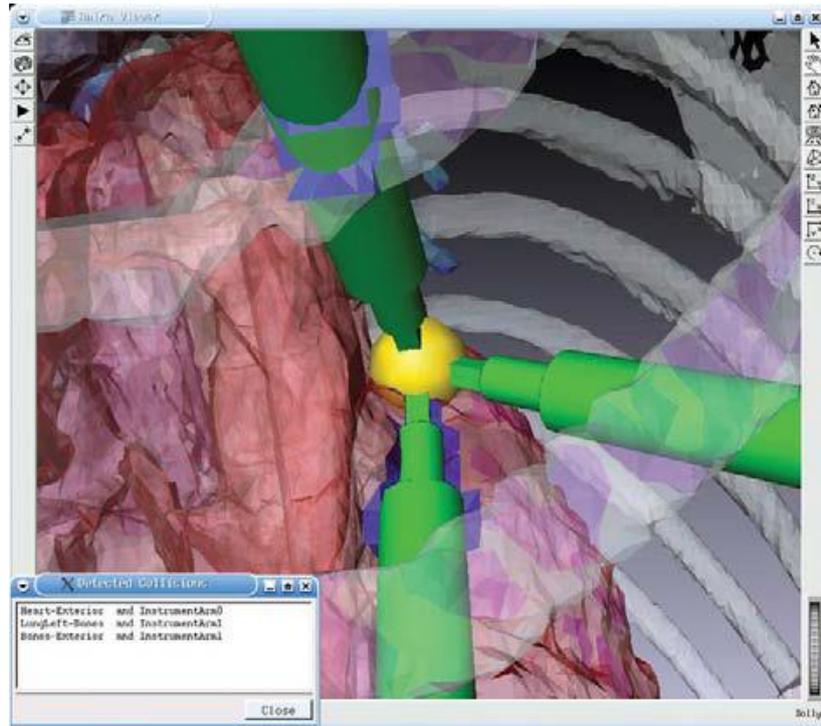


Figure 18 : Logiciel de détection des collisions pour déterminer les trajectoires optimales des outils entre les os et organes vitaux de Traub et al. [51]

En plus de l'amélioration des conditions pré-opératoires, la RA et la RV ont également un impact important sur d'autres domaines de la chirurgie comme les simulateurs d'apprentissage. Botden et Jakimowicz [64] comparent sept simulateurs différents. Ils soulignent le réalisme des simulateurs AR et VR. Ces-derniers offrent des conditions d'entraînement réalistes, tout en étant simples à appréhender, à déployer et à utiliser. Ainsi, ils sont plus rapidement adoptés par les étudiants et offrent une montée en compétences plus rapide.

Enfin, la RA a également de nombreuses applications en conditions opératoires. Elle permet entre autres de clarifier les éléments observés avec la caméra laparoscopique [49]. Au-delà de la clarification des structures physiologiques, la RA offre aussi la possibilité de représenter des données internes invisibles, comme les vaisseaux sanguins ou les tumeurs [48], [49]. La Figure 19 illustre la représentation des éléments internes du foie. L'intégration de telles structures internes nécessite toutefois une étape de déformation pour adapter les géométries obtenues par IRM et scanner à la position du foie au moment de la chirurgie.

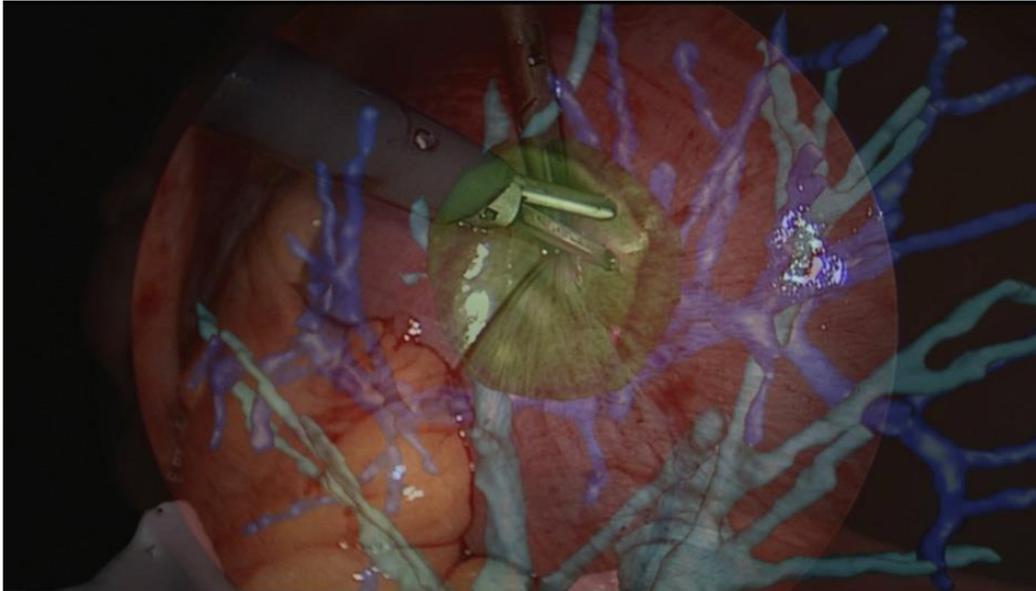


Figure 19 : Localisation en RA de la zone opérée par Hallet et al. [49]

À partir de la représentation des organes, il est possible d'ajouter à nouveau des données virtuelles, telle la classification par zone en fonction de leur source d'irrigation vasculaire [65]. Cela permet à Selle et al. [65] de mettre en valeur les zones du foie à couper en fonction de leur alimentation et prévenir des nécroses internes.

L'application de la RA à des images liées aux tissus mous présente la complexité supplémentaire de leur déformation en temps réel. En effet, alors que la superposition de structures osseuses ne nécessite pas de déformation une fois positionnée, les tissus mous présentent des déformations continues. Celles-ci sont induites par de nombreux facteurs comme la respiration naturelle du patient ou l'action des chirurgiens.

Afin de garantir l'exactitude des structures représentées, il est donc nécessaire de simuler la déformation des organes en temps réel. Ce processus repose sur des solveurs numériques qui sont non seulement de gros consommateurs de ressources informatiques, mais qui augmentent également considérablement le temps de calcul. Or le positionnement d'une tumeur ou de vaisseaux sanguins internes ne peut se passer d'une telle étape de déformation. Le développement de la RA appliqué à des tissus mous en temps réel et conditions opératoires est donc fortement dépendant des modèles numériques implémentés, autant pour la précision que pour le temps de réponse.

III. *Modèles numériques*

III.1 Introduction

La Réalité Augmentée contribue fortement à l'amélioration des conditions de travail des chirurgiens. Les premières applications reposent sur des images statiques nécessitant uniquement de les positionner correctement sur l'image réelle. Cependant, dans le cadre de l'étude des tissus mous, la Réalité Augmentée nécessite de prendre en compte, en temps réel, les déformations de l'organe. Ces déformations peuvent être modélisées et simulées par des moteurs numériques, à partir des propriétés matériaux des tissus ainsi que des conditions aux limites de la déformation.

D'une façon générale, les moteurs numériques visent à résoudre les équations de la physique des milieux continus en fonction des conditions aux limites des problèmes posés. Ces équations sont des Équations aux Dérivées Partielles (EDP), que l'on trouve sous la forme elliptique, parabolique ou hyperbolique selon la physique sous-jacente. Il n'est pas dans l'objectif de cette introduction, ni dans la bibliographie, de faire une synthèse de l'ensemble des méthodes numériques utilisées en sciences de l'ingénieur. Celles-ci sont trop nombreuses et répondent à chaque fois au mieux aux problèmes posés.

Le lecteur pourra facilement se référer aux références suivantes [66]–[85] pour les méthodes par éléments finis FEM, XFEM, différences finies, éléments frontières, qui sont classiquement utilisées.

III.2 Traitement des modèles numériques

La méthode de résolution de modèle numérique la plus courante, FEM, permet de simuler le comportement mécanique des matériaux. Elle combine une discrétisation de la géométrie traitée, les propriétés mécaniques des matériaux et des conditions aux limites du système.

Les étapes de résolution exigent beaucoup de temps et de ressources informatiques. De surcroît tous deux évoluent de façon exponentielle avec le nombre d'éléments du modèle. Ainsi, les solveurs commerciaux comme Abaqus[®] fournissent des résultats dans des délais de l'ordre de quelques secondes à quelques jours, tout en consommant des ressources informatiques importantes.

Ces moyens sont acceptables pour la recherche scientifique ou dans le domaine

industriel pour le dimensionnement de pièces et de structures. Cependant, pour la chirurgie, le simulateur numérique doit fournir une réponse en temps réel, soit avec une fréquence de l'ordre de 20Hz. Les logiciels industriels sont donc trop lents et trop consommateurs de ressources pour permettre une intégration directe dans le processus opératoire.

Deux méthodes de résolution numérique ont été développées pour permettre un traitement temps-réel de simulations mécaniques pour la chirurgie. La première approche repose sur l'accélération du processus de résolution de manière à atteindre le temps réel, tandis que la seconde repose sur un précalcul important de manière à ne pas avoir à résoudre les équations physiques au cours de l'opération chirurgicale.

III.2.1 *Résolution temps réel*

Barrett et al [86] ont développé une méthode itérative de résolution des problèmes linéaires de taille importante. Ils utilisent des modèles prédéfinis adaptés à chaque itération. L'adaptation se fait par la méthode des gradients conjugués, combinée sous forme de sommes finies.

Cette méthode est reprise par Bro-Nielsen et Cotin [87] qui l'utilisent pour résoudre en temps réel les déformations du foie. Dans ces travaux, ils placent la vitesse de résolution comme prioritaire, car un retard temporel ne peut être compensé par une amélioration de la précision du modèle.

Pour améliorer leur temps de réponse, ils développent une méthode de réduction dimensionnelle, la condensation. Celle-ci est introduite dans la thèse de Bro-Nielsen [88] suivie d'un article détaillé [89] appliqué aux déformations du foie.

Ils se focalisent sur la détermination d'un champ de déplacement \underline{u} , pour un maillage soumis à des forces externes f . En utilisant un comportement élastique linéaire (cf. [Chapitre I - IV.2](#)), le système d'équations à résoudre peut s'écrire sous forme de produits matriciels comme définis dans l'équation [I.1](#).

La méthode de condensation repose sur une décomposition des matrices entre les nœuds de surface et les nœuds du volume. En effet, comme seule la surface des éléments est représentée, il n'est nécessaire de déterminer les champs de déplacement qu'en ces nœuds-là. Cette décomposition est détaillée dans l'équation [I.2](#). En simplifiant les équations, ils obtiennent une forme réduite de l'équation à résoudre, détaillée dans l'équation [I.3](#), qui ne

détermine que la surface, tout en prenant en compte l'entièreté du volume dans le calcul mécanique.

$$\mathbf{K} \underline{\mathbf{u}} = \underline{\mathbf{f}} \quad 1.1$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{ss} & \mathbf{K}_{si} \\ \mathbf{K}_{is} & \mathbf{K}_{ii} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{\mathbf{u}}_s \\ \underline{\mathbf{u}}_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{\mathbf{f}}_s \\ \underline{\mathbf{f}}_i \end{bmatrix} \quad 1.2$$

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_{ss}^* \underline{\mathbf{u}}_s &= \underline{\mathbf{f}}_s^* \\ \text{avec } \mathbf{K}_{ss}^* &= \mathbf{K}_{ss} - \mathbf{K}_{si} \mathbf{K}_{ii}^{-1} \mathbf{K}_{is} \\ \underline{\mathbf{f}}_s^* &= \underline{\mathbf{f}}_s - \mathbf{K}_{si} \mathbf{K}_{ii}^{-1} \underline{\mathbf{f}}_i \end{aligned} \quad 1.3$$

La solution complète développée par Cotin et al. [90] combine l'approche itérative de Baret et al. [86] et la méthode de condensation de Bro-Nielsen. Ils évaluent ainsi en temps réel les retours haptiques sur un point localisé du foie [41]. Ils complètent leur modèle par l'intégration de vascularisations hétérogènes plus rigides dans [91]. Ils obtiennent ainsi une évaluation de la déformation du foie et des vascularisations, celui-ci étant soumis à la gravité.

Cette approche permet de réduire considérablement la dimensionalité du problème et le nombre d'étapes de calcul. Cependant elle impose de restreindre le comportement mécanique des tissus simulés à un modèle linéaire, qui n'est valable en outre qu'en petites déformations (cf. [Chapitre I - IV.2](#)).

III.2.2 Méthode de réduction de modèle par pré-calculs

Une seconde approche a été initialisée en parallèle par Boisse et al. [92]. Ils y traitent des problèmes non linéaires à haut degrés de liberté et développent la méthode LATIN (Large Time INcrement).

Celle-ci se décompose en une première discrétisation temporelle, suivie d'une résolution de chaque étape en temps constant. Elle tient compte de l'aspect spatial et temporel du problème et sépare ainsi un problème global linéaire du problème local non-linéaire. En optimisant à chaque étape la recherche de la solution locale, ils optimisent la

solution globale, comme illustré dans la Figure 20.

Les premières implémentations de la méthode dans [92], [93] donne une convergence en 4 itérations. Ce nombre réduit est prometteur, car il confirme l'obtention d'une réponse rapide en un minimum de simulations numériques. Des résultats similaires sont obtenus par Champeney qui utilise la méthode pour la résolution de contact non-linéaire [94], ainsi que pour des simulations intégrant des lois de comportement non-linéaires [95].

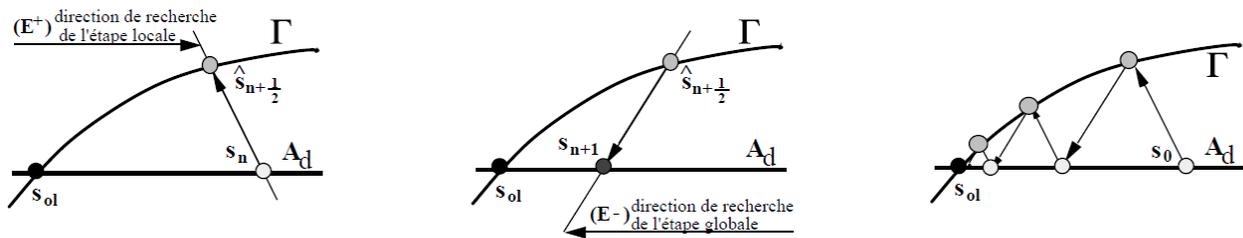


Figure 20 : Étape d'itération de la méthode LATIN détaillée dans [94]. Recherche d'une solution locale, suivie d'une optimisation du problème global pour converger itérativement vers la solution du problème.

La méthode LATIN permet ainsi de traiter des calculs numériques qui peuvent nécessiter de combiner de petites itérations temporelles pour obtenir une convergence, sur une grande période de temps.

Chinesta et al. [96]–[101] utilisent une approche en décomposition de la composante spatiale dans la Proper Generalized Decomposition (PGD), qu'ils combinent rapidement avec Ladeveze à la méthode LATIN [102], [103].

Celle-ci construit de manière itérative une somme finie de termes fonctionnels. La décomposition repose sur la connaissance du champ estimé (mode spatial X_i) à des instants finis. Ces modes sont pondérés par des fonctions temporelles T_i qui permettent une fois sommée d'interpoler la solution globale $u(X, t)$ tels que présentés dans l'équation 1.4.

$$u(X, t) \approx \sum_{i=1}^N T_i(t) X_i(X) \quad 1.4$$

Chaque itération introduit un terme correctif à la solution constituée qui est ensuite réintroduite dans les équations du problème. En minimisant l'erreur entre la réponse de la

solution et la valeur simulée, la solution est améliorée à chaque itération jusqu'à la convergence.

La solution construite fournit ensuite une réponse rapide sans nécessiter de résoudre l'ensemble des équations mécaniques. De plus, la PGD est invasive dans la résolution numérique même. Elle affecte directement la résolution numérique et ne peut donc pas être facilement généralisée pour tout solveur mécanique.

Ainsi, dans le cadre de la chirurgie, elle permet d'effectuer l'ensemble des simulations numériques, longues et consommatrices en ressources en conditions pré-opératoires. Les simulations numériques pouvant être effectuées sur une durée plus longue, ne nécessitent pas de simplifications mécaniques. Elles fournissent par conséquent des résultats plus précis tout en permettant l'utilisation de modèles bien plus complexes.

De plus, la PGD nécessite une description paramétrique des conditions aux limites. Cette contrainte est particulièrement complexe par rapport à la modélisation de geste chirurgicaux, difficilement paramétrables.

III.3 Chirurgie et modèles numériques

Pour ce qui est de la biomécanique, les simulations numériques présentent des complexités spécifiques par rapport au monde industriel. En premier lieu, la physique sous-jacente s'appuie sur des comportements biologiques qui interagissent à différentes échelles. Leur expression sous forme mathématique est complexe et nécessite plusieurs processus d'homogénéisation.

Ensuite, la géométrie des organes, tout comme leurs propriétés mécaniques, changent d'un patient à l'autre. Misra et al. [104] analysent l'effet de la dépendance patient sur les résultats des modèles numériques. Ils observent une forte dépendance entre la précision numérique et la possibilité d'obtenir les paramètres physiques patients-dépendants.

Enfin, en chirurgie, les simulations doivent fournir une information rapide pour s'adapter aux mouvements, aussi bien naturels qu'aux déformations induites par les outils du chirurgien.

III.3.1 *Simulations mécaniques pour la chirurgie*

Le calcul des déformations d'organes sous l'effet d'efforts appliqués, constitue la principale utilisation de modèles numériques en chirurgie. Ils sont particulièrement présents dans l'étude des tissus mous, qui sont par essence fortement et durablement déformables.

On a vu que les déformations des organes du système digestifs, comme le foie, sont générés par différentes sources. En premier lieu la respiration a un effet important sur tout l'abdomen. Les variations de volume des poumons se reportent sur le système digestif, induisant des déplacements et déformations importantes. Le battement cardiaque crée lui aussi une variation qui peut induire une déformation sur le foie fortement vascularisé. Enfin, au cours d'une opération les outils du chirurgien manipulent l'organe, créant une troisième source de déformation. La simulation du comportement du foie nécessite la connaissance fine des sollicitations externes intégrées numériquement comme conditions aux limites.

Les nouvelles technologies mini-invasives et robotiques induisent une perte d'informations visuelles et tactiles pour les chirurgiens (cf. [Chapitre I - II.2.3](#)). Plutôt que d'être restitués par des mesures physiques per-opératoires, les modèles numériques permettent d'évaluer directement les données manquantes, voire de les compléter.

Cette différence entre la mesure et le calcul se retrouve particulièrement dans le traitement du retour haptique. Celui-ci était d'abord transmis par des capteurs à la pointe des outils, puis simulé numériquement. Basdogan et al. [105] et Cotin et al. [106] simulent les forces unidirectionnelles en fonction de la position de l'outil et du déplacement des tissus en interaction. L'évaluation reste une réduction de l'ensemble des informations contenues dans la notion de « retour haptique ». En particulier, la fréquence de mise à jour de l'information pour simuler le sens du toucher est de l'ordre de 1 000Hz. Celle-ci est très élevée et ne peut être atteinte que dans des cas très simples.

L'utilisation des modèles numériques pour la simulation des retours haptiques reste donc limitée. Bien que les modèles numériques présentent le potentiel de fournir l'ensemble des informations nécessaires, le temps de résolution du modèle et les ressources numériques utilisés sont des freins importants à la constitution d'outils simulant le retour haptique complet.

Afin de représenter les déformations du foie en temps réel en conditions per-opératoires, Cotin et al. [107] ont développé un environnement numérique complet. Leur solution intègre un simulateur numérique pour l'apprentissage des chirurgiens, ainsi qu'un environnement de représentation des déformations du foie et de ses vascularisations en Réalité Augmentée [108]. La Figure 21 illustre les déformations du foie soumis à une coupe. Le processus global de recalage non rigide et de représentation des déformations dans une vue endoscopique est présenté Figure 22.

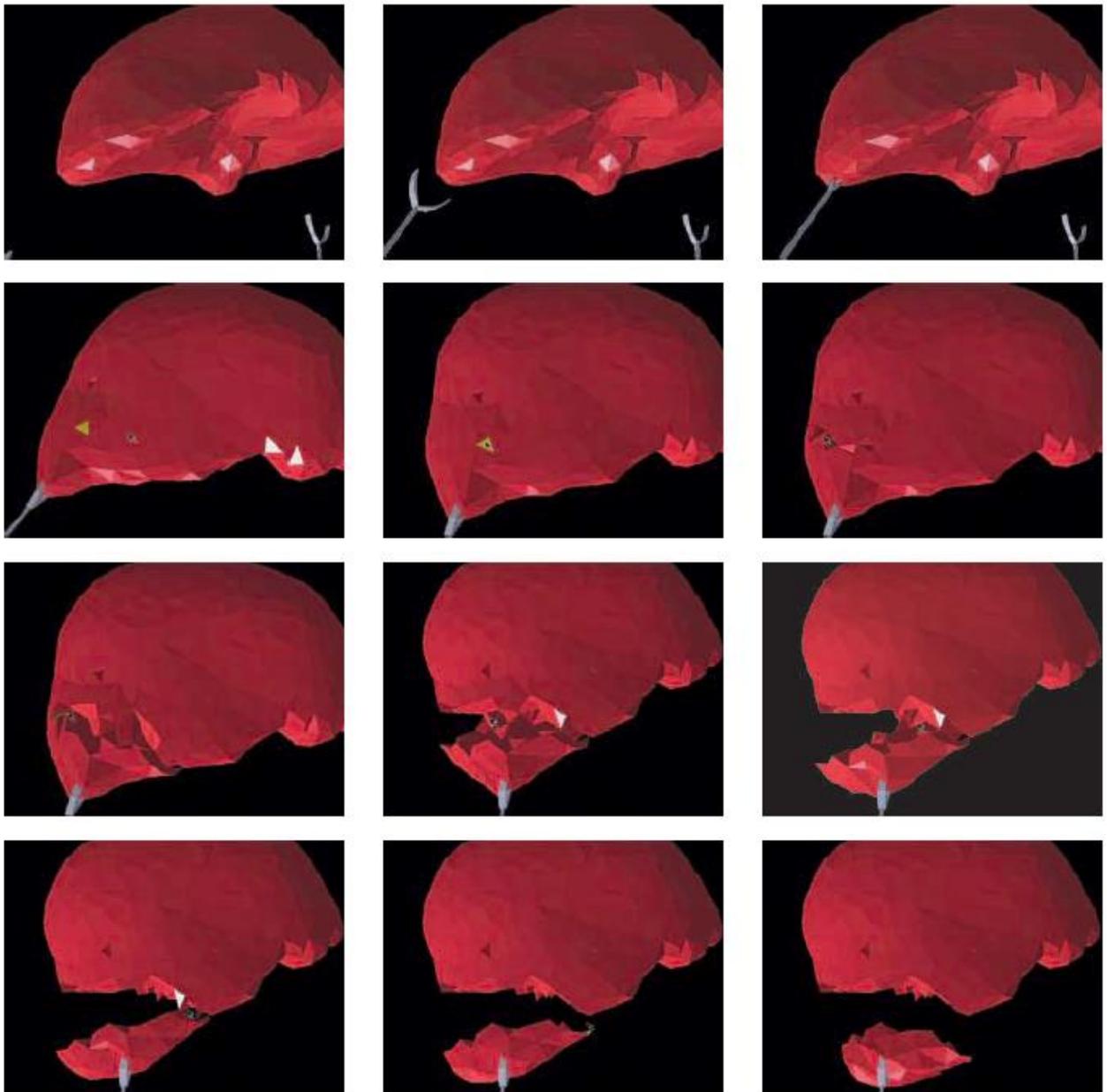


Figure 21 : Déformation et coupes de modèles linéaire élastique du foie par Cotin et al.[106]

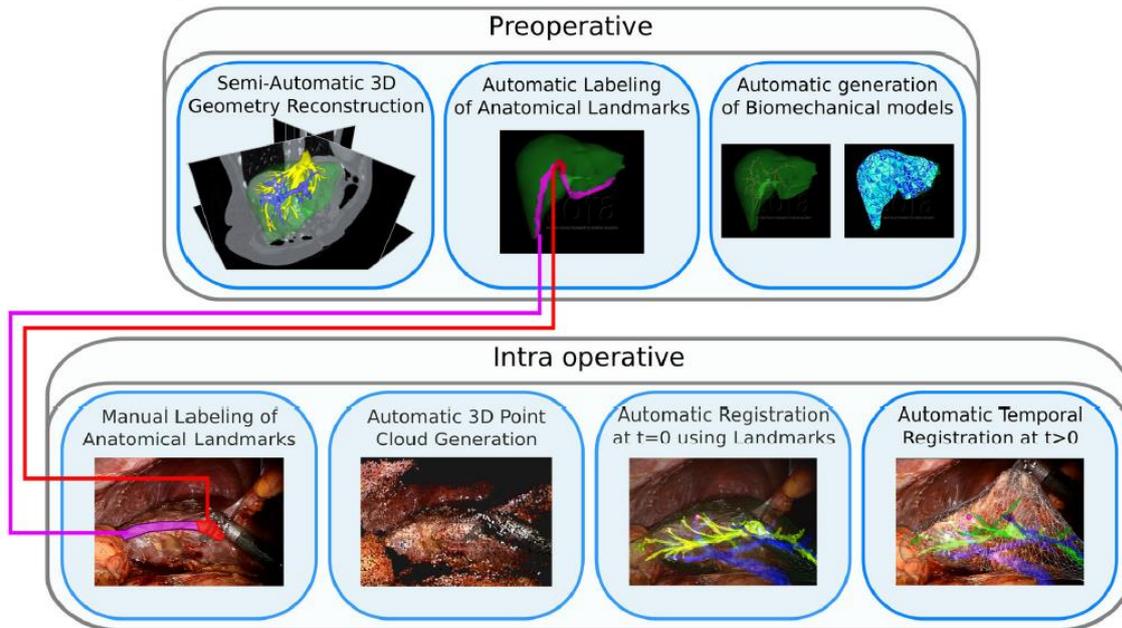


Figure 22 : Concept global de Plantefève et al [108] pour représenter une géométrie ainsi que des propriétés mécaniques linéaires élastiques patient-spécifiques. Application au recalage de l'organe en début d'opération et de représentation de la vascularisation.

Pour permettre une utilisation en condition per-opératoire, leur solution calcule les déformations à une fréquence de 20 Hz environ. Pour cela, ils utilisent des lois de comportement mécaniques élastiques linéaires dégradés ainsi que des méthodes de réduction de modèle pour une résolution en temps réel (cf. [Chapitre I - III.2.1](#)). Afin d'améliorer encore la vitesse de traitement, ils n'évaluent [109] le déplacement qu'aux nœuds visibles. Ainsi, seuls les calculs ayant un effet sur les zones visibles par le chirurgien sont effectués.

Les approximations et hypothèses mises en jeu pour atteindre le temps réel restreint cependant les déformations modélisées au cas des petites déformations. Cette restriction est conséquente, car elle ne permet pas de couvrir l'ensemble des applications possibles.

Une autre méthode de réduction de modèle implémentée par Hostettler et al. [110]–[112] utilise une approche globale. Plutôt que de simuler numériquement le déplacement de chaque organe indépendamment, ils traitent des ensembles de viscères. Ils définissent ainsi trois volumes globaux distincts : les viscères abdominaux, les viscères thoraciques et la paroi abdominale. Ils simulent la déformation de ces trois volumes soumis à la respiration libre avec l'hypothèse de conservation du volume comme présenté dans la [Figure 23](#). Enfin, ils réidentifient la position des organes comme le foie au sein des volumes déformés. Cette méthode permet de traiter la déformation d'un ensemble d'organes tout en limitant les calculs numériques à effectuer.

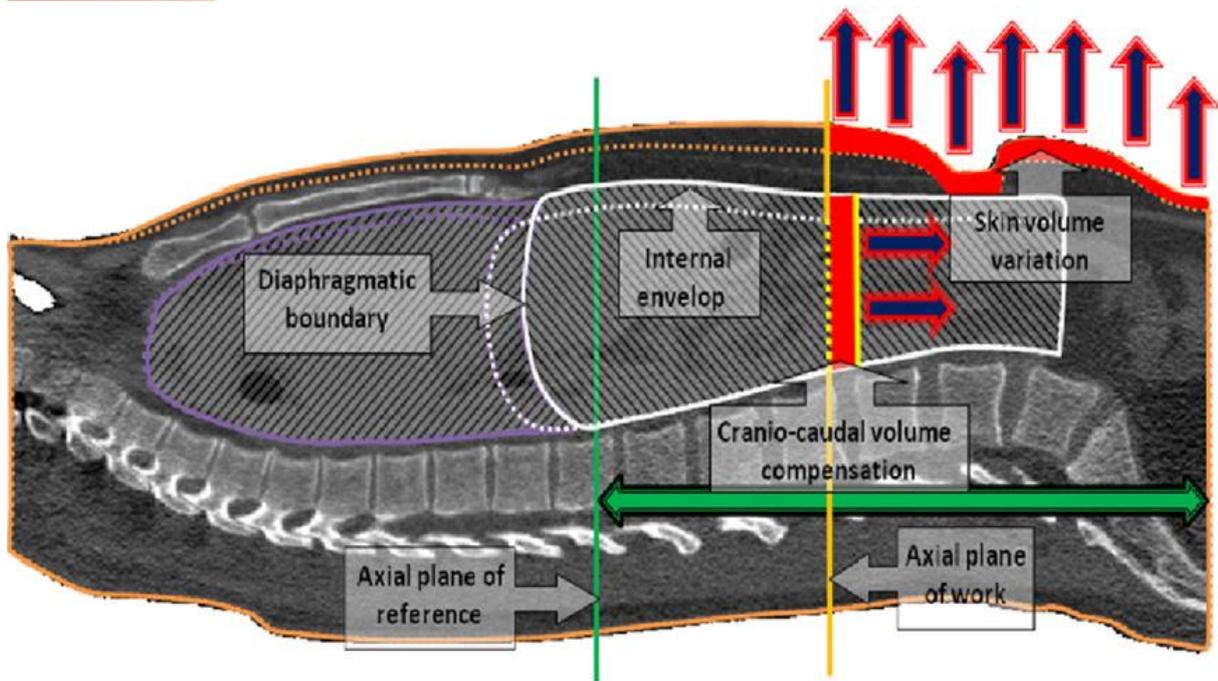


Figure 23 : Calcul de la variation du volume global par Hostettler et al [112]. Les conditions aux limites sont prises en compte dans les simulations numériques de déformation des viscères thoraciques, des viscères abdominaux et de la paroi abdominale. Finalement, une identification d'organe permet d'obtenir la déformation du foie sous respiration libre.

La grande majorité des simulateurs numériques pour les études mécaniques reposent sur la FEM ou sur une version réduite de celle-ci. Quelques groupes ont tenté d'utiliser plutôt la BEM comme Monserrat et al. [113]. Cependant, la difficulté à exprimer proprement les conditions aux limites, ainsi que leur forte variation en cours d'opération n'a pas permis de systématiser cette méthode.

Les moteurs numériques ont également trouvé une place importante dans la planification chirurgicale [114]–[116]. Ils permettent de simuler les comportements tissulaires en amont de l'opération, fournissant aux chirurgiens des conditions de préparation de l'opération optimales. Ils permettent également de préparer la position des outils chirurgicaux, en optimisant les trajectoires des outils, pour n'affecter que la zone opérée.

Du fait de leurs capacités à prédire les comportements tissulaires, les modèles numériques ont pris une place importante dans l'ensemble du processus opératoire. Ils ont évolué jusqu'à permettre de simuler les déformations d'un organe mou comme le foie en temps réel. Non seulement ils fournissent des informations sur l'organe en lui-même, mais également sur ses structures internes comme les vascularisations ou les tumeurs. Les modèles numériques présentent toutefois des limites. En effet, lorsqu'ils sont très simplifiés de manière

à atteindre le temps réel, ils ne prennent pas en compte la structure interne de l'organe, et ne peuvent pas traiter correctement des grandes déformations.

III.3.2 *Modèles numériques des fluides*

La triple vascularisation du foie induit une forte dépendance entre l'alimentation sanguine et le comportement globale de l'organe. Cette relation n'a cependant pas encore été modélisé numériquement. La complexité des structures vasculaires, la prise en compte de plusieurs échelles, ainsi que la difficultés d'obtenir des conditions aux limites précises n'ont pas permis de réaliser des simulations de l'interaction tissu fluide hépatique.

Cependant, la simulation de l'écoulement sanguin présente de nombreuses application en termes chirurgicaux, comme dans le cadre de l'étude de la diffusion de molécules chimiques au sein du corps, l'identification d'anévrisme, ou la classification de zones du foie en fonction de l'origine de leur alimentation sanguine, sont autant d'applications diverses. Comme le sang est présent dans l'ensemble du corps humain, et à toutes les échelles (microscopique, mézoscopique et macroscopique), son comportement a été souvent modélisé.

Il n'est pas dans l'objectif de la présente bibliographie de détailler et synthétiser l'ensemble des méthodes d'étude du fluide sanguin dans le corps. Celles-ci sont trop nombreuses et spécifiques aux problèmes chirurgicaux qu'elles adressent. Le lecteur pourra facilement se référer à la bibliographie [117]–[124] pour détailler les principales méthodes de l'étude de l'écoulement sanguin dans le corps et le foie.

IV. *Propriétés mécaniques du foie*

Le cancer du système digestif étant le deuxième cancer le plus fréquent dans le monde [1], le foie, qui filtre et stocke les nutriments qui entrent dans l'organisme, est souvent l'objet de cette maladie. Comme il s'agit d'un organe avec un taux de régénération élevé (il est capable de repousser à partir de seulement 10% de sa taille initiale), l'ablation chirurgicale est souvent utilisée pour traiter les cancers hépatiques [125].

Les techniques mini-invasives pour cette chirurgie spécifique ont été principalement développées par l'équipe du Pr J. Marescaux à l'IRCAD. Ils ont constitué un ensemble d'outils chirurgicaux numériques pour la planification chirurgicale, la formation des chirurgiens par des simulateurs, et des outils de guidage peropératoire. Ces outils nécessitent des modèles numériques pour calculer les déformations du foie. Pour modéliser le comportement du tissu, des lois de comportement sont implémentées. Il existe différents types de loi de comportement, qui modélisent de façon spécifique le comportement tissulaire. Ces lois de comportement intègrent des paramètres qui sont spécifiques au tissu modélisé, qui doivent être mesurées sur les tissus réels pour pouvoir alimenter les modèles numériques.

Nous présenterons ci-après les différentes façons de modéliser les propriétés mécaniques des tissus hépatiques, le modèle mécanique hépatique et la façon dont la vascularisation y est intégrée.

IV.1 Moyens de mesures des propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des tissus hépatiques sont étudiées et extraites depuis plusieurs années par des essais mécaniques classiques comme l'indentation ou l'aspiration. Pour l'indentation, les courbes de force-déplacement en pointe d'indenteur permettent de caractériser globalement le comportement mécanique du tissu.

Les premières caractérisations du tissu hépatique ont été faites par indentation en conditions ex vivo sur des foies de cochons [126]–[128].

IV.1.1 Conditions *in-vivo* ex-vivo des tests de caractérisation

Kerdok et al [129] étudient en particulier l'effet de la présence du sang dans l'organe sur les propriétés du tissu hépatique. Pour cela, ils conduisent leurs essais sur des foies complets irrigués. Ils observent une forte altération de la réponse macroscopique du foie avec un apport sanguin.

En effet, le foie reçoit le sang de la veine porte (75% de l'apport sanguin total) et de l'artère aortique (25% de l'apport sanguin) ; le flux sanguin est ensuite absorbé par le tissu hépatique et part vers les vaisseaux sous-hépatiques et la caverne veineuse (cf. Figure 24). Le sang est ainsi présent à toutes les échelles d'un tissu vivant, et donc dans les propriétés mécaniques du tissu hépatique.

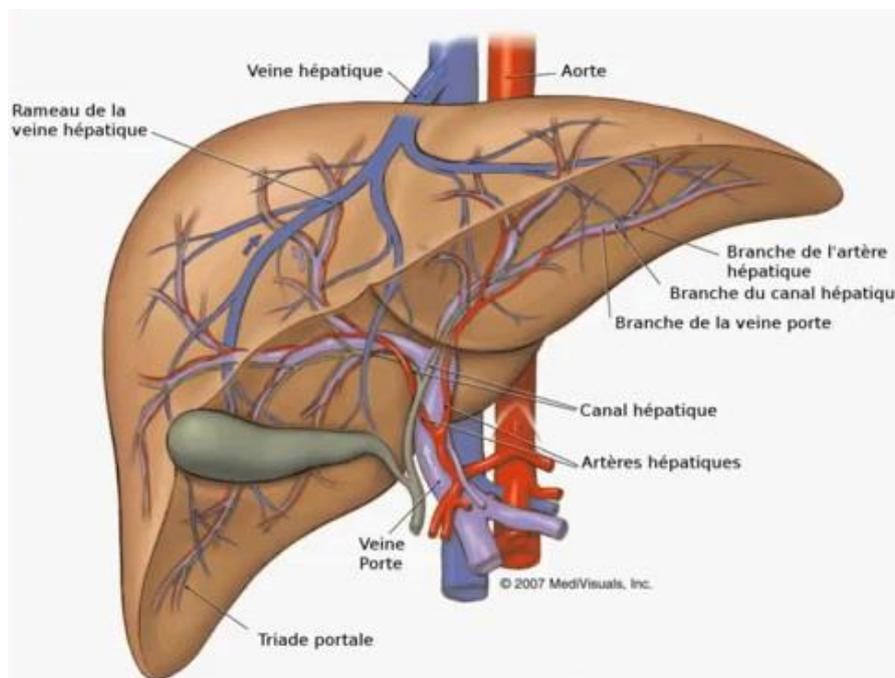


Figure 24 : Anatomie du foie, des vascularisation et de la vésicule biliaire (MedVisuals Inc. 2007)

L'étude de Kerdok et al. [129] permet de caractériser le tissu du foie par une loi de comportement viscoélastique. Celle-ci présente une rigidité qui augmente avec l'apport en fluides. Bien que l'évolution de la rigidité se fasse par une absorption au niveau microscopique, son omniprésence dans l'organe la transpose au niveau macroscopique.

En conditions *in-vivo*, le foie est alimenté de façon permanente. Ainsi, il se trouve dans un équilibre statique en terme de rigidité. Kerdok et al. [129] comparent la réponse mécanique

du foie sous indentations dans différentes conditions, in-vivo, ex-vivo et ex-vivo perfusé. Leur résultats, illustrés dans la **Figure 25** mettent en lumière les effets la présence du fluide sanguin sur le comportement du tissu hépatique. Ils concluent que cet effet peut être négligé dans une loi de comportement, à conditions que les propriétés mécaniques utilisées soient mesurées dans des conditions in-vivo, pour lesquels le foie est en équilibre de fluide.

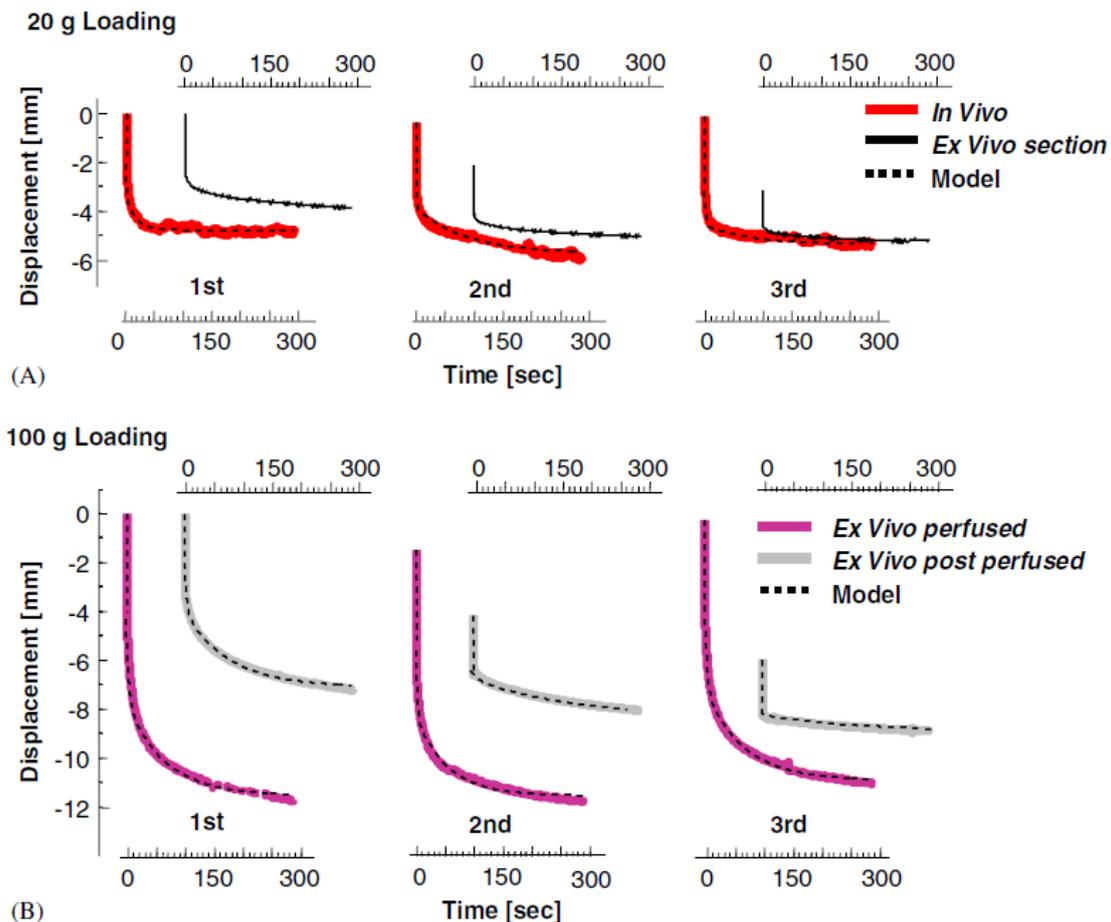


Figure 25 : Résultats d'indentations en conditions in-vivo et ex-vivo par Kerdok et al. [129]

(A) Indentations en conditions in et ex-vivo

(B) Indentation en conditions ex-vivo avec et sans apport de fluide.

De même que pour le fluide, la dégradation des cellules hépatiques en condition post-mortem influence le comportement tissulaire du foie. Ce mécanisme a été étudié par Garo et al. [130], au travers de l'observation de la propagation de vibration dans le tissu hépatique. Brown et al. [131] et Wex et al. [132] comprennent quant à eux des échantillons à différents intervalles de temps post-mortem. Ces différentes études convergent vers une importante altération des propriétés mécaniques des tissus avec le temps post-décès. En conséquence, ils

confirment que l'obtention de paramètres mécaniques réalistes pour modéliser numériquement le comportement du foie, doit impérativement se faire en conditions in-vivo.

La contrainte des conditions in-vivo pour les essais de caractérisation mécanique est extrêmement restrictive. En effet, pour être réalisées correctement, les méthodes de caractérisations classiques utilisent des conditions aux limites fixes et connues. Elles sont effectuées à l'aide de machines de grande dimension ou bien ne testent que de petits échantillons. Cela les rend directement inutilisable pour caractériser des tissus in-vivo.

Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre le test effectué, ses conditions et l'élément testé. Le foie étant fortement vascularisé et en équilibre au niveau de l'écoulement sanguin, le fluide doit être pris en compte. Il n'en va cependant pas de même pour l'étude des propriétés mécaniques d'éléments internes au foie, comme les parois vasculaires ou la capsule de Glisson qui ne sont pas vascularisées. Cela permet à Umale et al. [133] d'identifier les propriétés mécaniques des parois des vaisseaux sanguins à l'aide de tests de traction uniaxiale en conditions ex-vivo. Comme illustré dans la [Figure 26](#), ce test nécessite de fixer l'échantillon entre deux pinces, et ne peut être conduit en condition in-vivo. Heureusement, la paroi vasculaire n'est pas beaucoup alimentée en sang, et ne présente pas le comportement viscoélastique du foie. Ainsi les résultats du test restent valables malgré les conditions d'exécution.

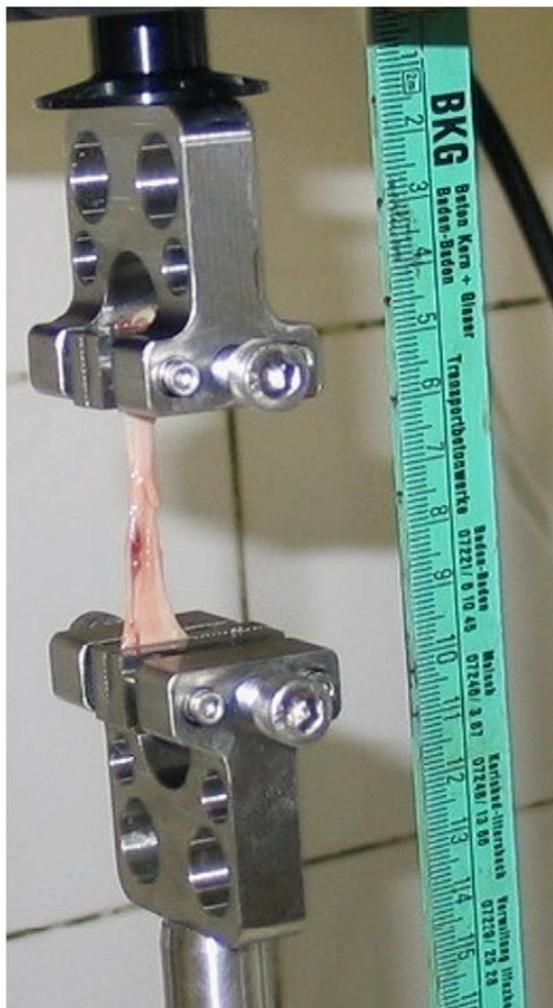


Figure 26 : Tests de traction uniaxiale pour caractériser les propriétés mécaniques de la paroi de la veine cave par Umale et al. [133]

Bien que certaines structures non vascularisées puissent être caractérisées par des tests ex-vivo, le tissu hépatique nécessite lui des conditions in-vivo. Kim et Srinivasan [134] et Samur et al [135] effectuent des indentations au cours de chirurgies ouvertes ou mini-invasives. Bien que cela permette d'obtenir des propriétés mécaniques de qualité, la technique reste limitée à la profondeur d'indentation avant rupture. De plus, la zone caractérisée tout comme l'angle d'indentation sont contraints par le point d'insertion de l'outil.

Pour dépasser ces problèmes, Nava et al. [136], [137] utilisent l'aspiration pour mesurer la déformation de la surface du foie. Dans des conditions in vivo, leur technique illustrée à la Figure 27 reste limitée à de petites déformations, et ne permet d'obtenir que des informations de surface sur le foie. De plus l'outil inséré est de taille importante, nécessitant une incision plus grande que pour l'indentation.

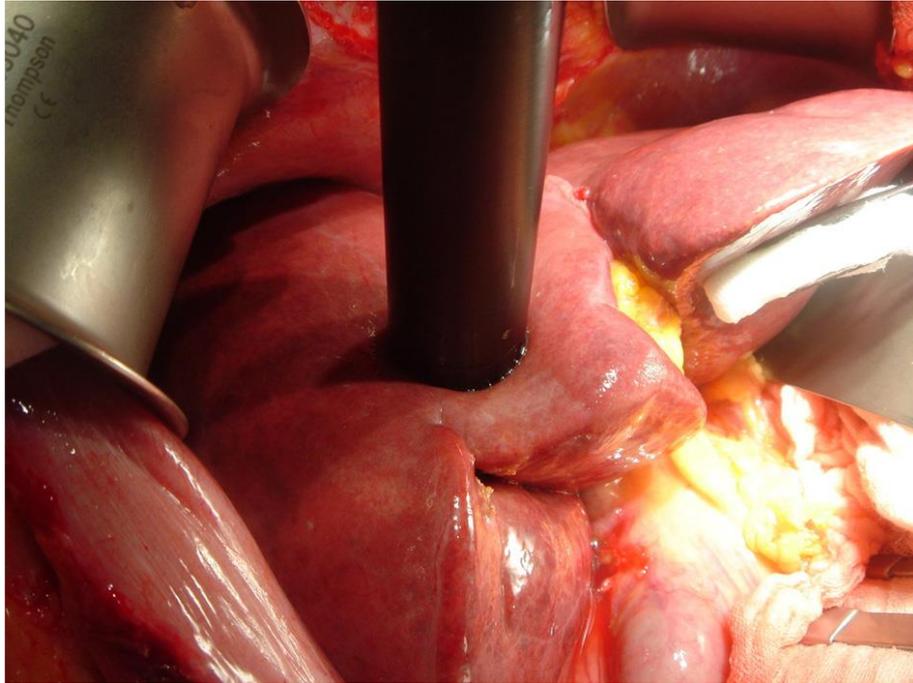


Figure 27 : Représentation de mesures in-vivo des propriétés mécaniques de foie humain par aspiration, développées par Nava et al. [137]

IV.1.2 *Caractérisation non-invasive*

Les essais d'indentation et d'aspiration nécessitent cependant d'ouvrir le corps du patient et ne peuvent donc pas être effectués en conditions pré-opératoires. Il n'est pas possible, à partir de ces tests de caractérisation, d'intégrer des données de propriétés matériaux patient-dépendant dans les modèles numériques.

Ce critère d'incision est restrictif pour obtenir des données dépendantes du patient. Pour extraire les paramètres du modèle dans des conditions non invasives, Y. Yamashita et M. Kubota [138]–[140] puis Jordan et al. [141] utilisent les principes de l'échographie.

Le procédé classique de l'échographe fournit une image interne du tissu vivant. L'image reste cependant statique et ne permet pas de conclure directement sur ses propriétés mécaniques. Pour stimuler le tissu, ils calibrent leur émission d'ondes acoustiques pour les synchroniser à un endroit précis à l'intérieur du corps du patient. À cet endroit, l'amplitude des ondes acoustiques augmente, et génère une petite indentation. L'observation de la propagation de l'onde dans le tissu hépatique, à l'aide du procédé classique de l'échographe tel que présentée à la [Figure 28](#), permet d'obtenir certaines propriétés mécaniques du tissu.

Pour ce faire, le contrôle des ondes doit être très précis. En effet, si elles sont trop

concentrées, elles peuvent détruire les cellules. A l'inverse, si elles sont de trop faible intensité, elles ne génèrent pas une indentation assez forte et la mesure ne pourra être effectuée.

Les résultats de cette méthode sont validés par Chatelin et al. [142] qui mettent en corrélation les courbes de comportement élastique de variation post-mortem ex-vivo obtenues par des tests classiques et avec la technique de l'échographie. Bien que cette méthode ne permette d'obtenir que de petites déformations, et donc des propriétés élastiques, elle est non invasive et peut être réalisée à n'importe quelle profondeur à l'intérieur du foie.

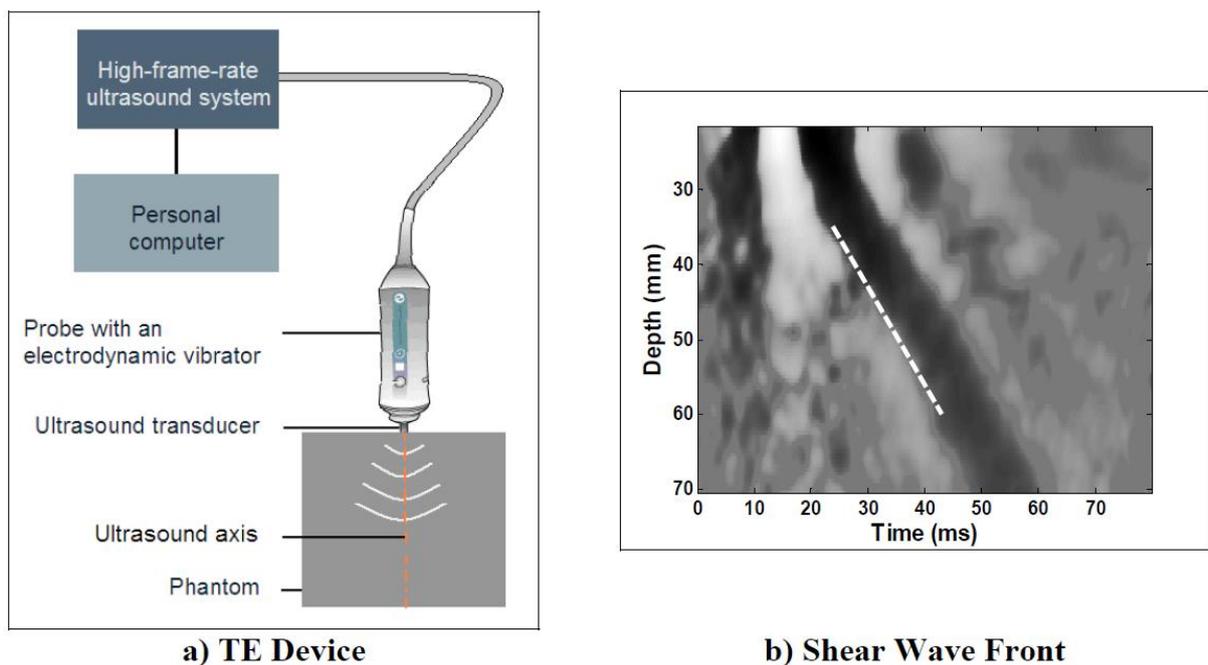


Figure 28 : outil de mesure ultrasonore de Chatelin et al. [142] pour la mesure des propriétés mécaniques du foie par la mesure de la propagation du front d'onde créé par un impact ultrasonore en condition in-vivo non-invasives.

L'extraction des propriétés mécaniques du foie a connu de nombreuses évolutions. L'approche initiale a évolué pour s'adapter aux contraintes biologiques et obtenir d'abord des données in-vivo invasives, puis des données en conditions in-vivo non invasives.

Il n'existe actuellement cependant aucun moyen systématique de mesurer les paramètres des modèles hyperélastiques en conditions in-vivo [143].

La systématisation de l'extraction de la rigidité hépatique dépendante du patient a permis à Huwart et al. [144] de corréler les mesures des propriétés mécaniques avec un diagnostic médical. Ils établissent une table d'association entre la mesure de la rigidité du foie

dans des conditions mini-invasives in-vivo avec la fibrose hépatique. Complétées par les techniques d'échographie, Yeh et al. [145] construisent un outil de diagnostic non invasif complet pour classer en préopératoire les fibroses hépatiques du patient sans contrainte supplémentaire pour celui-ci.

Cette automatisation de la mesure des propriétés mécaniques à des fins de diagnostic peut être repris pour compléter les modèles numériques. Ces derniers étant présents tout le long du processus opératoire, il est essentiel de pouvoir disposer de ces données patient-dépendantes au plus tôt dans le cycle de traitement du patient.

IV.2 Modèles mécaniques du foie

Le cœur des modèles numériques de simulations de déformation de tissus mous réside dans la loi de comportement implémenté. Celle-ci correspond à un ensemble d'équations qui décrivent les relations entre les champs de contraintes, de déformations, et éventuellement leur dérivée temporelle.

Le comportement du modèle numérique dépend directement de la loi de comportement. Dans le cadre du présent travail de thèse, qui vise à constituer un modèle numérique du foie, nous allons ici présenter les différentes lois de comportement du tissu hépatique existant dans la littérature.

IV.2.1 Généralités sur les lois de comportement

Pour l'ensemble des lois de comportements identifiés et utilisés, nous noterons \mathbf{F} le tenseur gradient de la transformation. Il permet d'établir les tenseurs des déformations de Cauchy-Green gauche \mathbf{B} et droit \mathbf{C} tel que définis dans l'équation I.5.

$$\mathbf{B} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T \quad \text{and} \quad \mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} \quad \text{I.5}$$

Soient $\{\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3\}$ les valeurs propres du tenseur de déformation \mathbf{C} . Elles correspondent aux trois directions de déformation principales. Les trois invariants du tenseur de déformation \mathbf{C} les plus couramment utilisés sont présentés dans l'équation I.6

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \quad 1.5$$

La simulation numérique des déformations mécaniques nécessite l'obtention du tenseur de contrainte $\boldsymbol{\sigma}$. En modélisant les déformations par une loi de comportement linéaire, le tenseur de contrainte est directement obtenu à partir du tenseur de déformation $\boldsymbol{\varepsilon}$ et du tenseur d'élasticité \boldsymbol{C} . La loi de comportement linéaire élastique, est décrite dans l'équation 1.6

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{C} : \boldsymbol{\varepsilon} \quad 1.6$$

Pour les lois de comportement hyperélastique, on suppose l'existence d'un potentiel densité d'énergie interne W , fonction scalaire de la mesure des déformations. Pour les comportements isotropes, ce potentiel ne dépend que des invariants du tenseur de Cauchy-Green droit.

La contrainte de Piola-Lagrange, encore appelée « deuxième tenseur de Piola-Kirchhoff » \boldsymbol{S} , s'écrit alors :

$$\boldsymbol{S} = 2 \cdot \frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{C}} \quad 1.7$$

Le tenseur de contrainte de Cauchy valant : $\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \boldsymbol{F} \boldsymbol{S} \boldsymbol{F}^T$

L'expression des différentes lois de comportement hyperélastiques correspond à la définition spécifique de la fonction d'énergie de déformation W . Le *Tableau 1* présente une liste non exhaustive des modèles hyperélastiques existants.

La plupart d'entre eux nécessitent des simplifications, car leurs paramètres seraient trop difficiles à identifier sur des tissus vivants.

Model name	Strain energy function	Parameters
Neo-Hookéenne	$W = C_1(I_1 - 3)$	C_1
Arruda-Boyce	$W = C_1(I_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2$	C_1, D_1
Mooney Rivlin	$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3)$	C_1, C_2
Mooney Rivlin (généralisé)	$W = \sum_{i+j>0}^N C_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j$	C_{ij}
Ogden	$W = \sum_{k=0}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} (\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3)$	μ_k, α_k
Bogen	$W = \frac{\mu_1}{\alpha_1} (\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1} - 1)$	μ_1, α_1
Yeoh (forme polynomiale réduite)	$W = \sum_{k=0}^N C_k(I_1 - 3)^k$	C_k
Logarithmic	$W = -C_1 \ln(1 - C_2(\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1} - 3))$	C_1, C_2, α_1
Exponentiel	$W = -C_1(e^{C_2(\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1})} - 1)$	C_1, C_2, α_1
Fung-Demiray	$W = -\frac{C_1}{2C_1}(e^{C_2(I_1-3)} - 1)$	C_1, C_2
Veronda-Westmann	$W = -C_1(e^{C_3(I_1-3)} - 1) + C_2(I_2 - 3)$	C_1, C_2, C_3

Tableau 1 : Principales fonction d'énergie potentielle de lois de comportement non-linéaires, associées à leur nom et à leurs paramètres mécaniques.

Le présent travail de thèse ne vise pas à construire une nouvelle loi de comportement en particulier. Plutôt que de complexifier la modélisation physique du tissu hépatique, il vise à mettre en œuvre les lois existantes afin d'intégrer l'effet macroscopique de la vascularisation sur les déformations du foie.

IV.2.2 Modèles linéaires-élastiques

Le modèle linéaire élastique est le plus classique pour la modélisation du comportement des matériaux. Il corrèle linéairement la contrainte avec la déformation. Il met en œuvre deux paramètres qui sont le module de Young et le coefficient de Poisson qui caractérisent la contraction de la matière, pour le cas isotrope.

L'étude des organes et tissus vivants se place communément dans une hypothèse d'incompressibilité. Par conséquent, le coefficient de Poisson avoisine 0,5. Les contraintes des simulateurs numériques ne permettent cependant pas d'intégrer une telle valeur. Les valeurs

communément utilisées dans la littérature pour la simulation numérique des tissus mous varient entre 0,475 et 0,495.

Pour le module de Young, des valeurs ont été initialement extraites par indentation sur des foies de cochons par Ottensmeyer [146] et Samur et al. [135]. Bien qu'il existe des proximités biologiques entre les foies de cochons et des foies humains, les structures macroscopique et géométrique sont trop différentes pour permettre une utilisation des données animales afin de simuler le comportement du foie humain.

Carter et al. [147] publient les premières valeurs de propriétés élastiques de foie humains obtenues au cours de chirurgies ouvertes. Les courbes contraintes-déformations d'indentations effectuées à une localisation similaire sur cinq patients différents sont représentées dans la Figure 29. Ils obtiennent une rigidité linéaire variant de 270 kPa à 740 kPa.

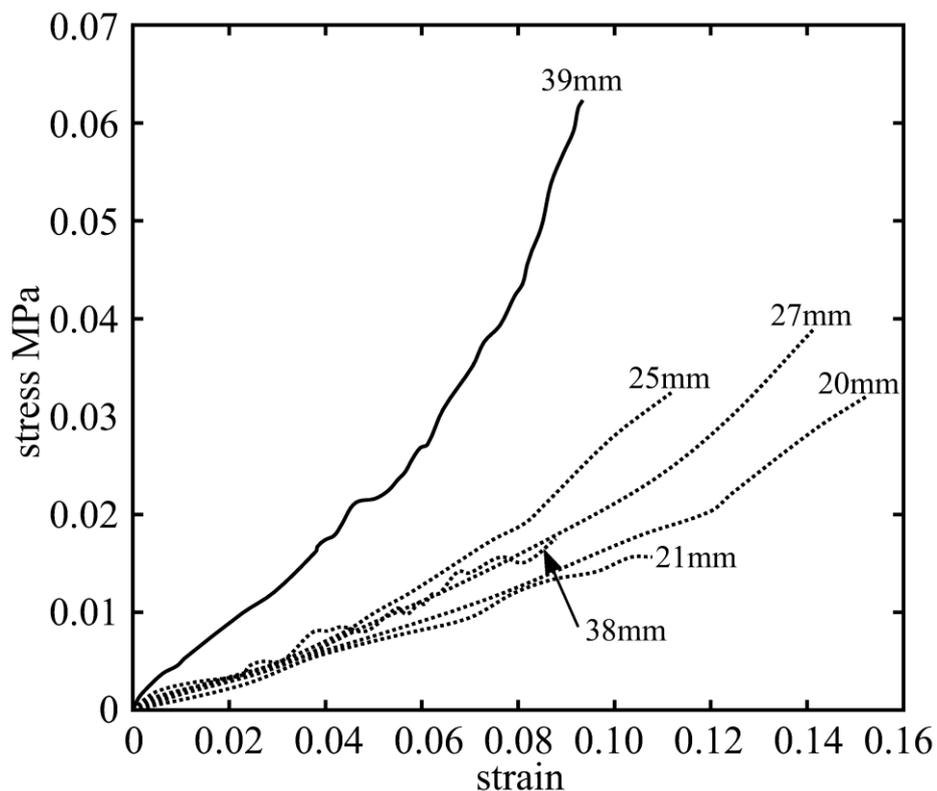


Figure 29 : Courbes contraintes-déformations obtenues en pointe d'indenteur sur les foies de cinq patients différents par Carter et al. dans [147]

Ces premiers résultats de Carter et al. mettent en valeur une forte variabilité inter-patiente qui augmente avec la déformation. De plus, les courbes contraintes-déformations ne

sont pas strictement linéaires. Elles présentent les variations caractéristiques des modèles hyperélastiques, pour lesquels la rigidité augmente avec la déformation. L'utilisation d'une loi de comportement linéaire-élastique n'est valable que pour des petites déformations, soit communément inférieure à 10% de déformation pour les matériaux de cette étude.

En plus de la variabilité inter-patient observée par Carter et al., Nava et al. [137] étudient la variabilité intra-patient. Ils effectuent 23 indentations sur 6 foies de patients et obtiennent une élasticité moyenne de 20 kPa, avec une variation allant de 8 kPa à 48 kPa. La variation de rigidité observée sur un même foie est considérable. Ils l'expliquent par la géométrie complexe, la variabilité des conditions aux limites, et les hétérogénéités internes comme la vascularisation.

La variabilité des propriétés mécaniques inter et intra patients sont le reflet d'un état biologique différent. Cela conduit Huwart et al. [144] à s'interroger sur l'impact des maladies sur les propriétés mécaniques. Ils effectuent des indentations sur 11 patients ayant des foies sains, et 10 patients présentant une cirrhose du foie avancée. Ils observent une élasticité moyenne de $2,24 \pm 0,23$ kPa pour les foies saints, et de 4.68 ± 1.61 kPa pour les foies cirrhosés.

La Figure 30 représente leurs résultats et l'écart important de rigidité entre les foies sains et malades. Cela les conduit à concevoir un outil de mesure de l'élasticité associé à un logiciel qui convertit la rigidité mesurée en diagnostic de l'état de santé du foie.

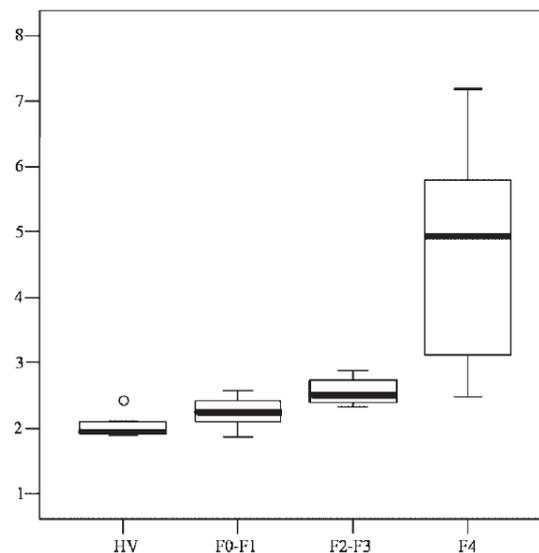


Figure 30 : Corrélation entre élasticité du tissu hépatique et état de santé du foie établie par Huwart et al. dans [144]. Les boîtes représentent la rigidité observée pour les patients sains (HV), et les patients malades sans cirrhoses notable (F0-F1), avec un début de fibrose (F2-F3) et cirrhosés (F4).

IV.2.3 *Modèles hyperélastiques*

Dans leurs premiers essais en conditions in-vivo, Carter et al. [147] observent que l'élasticité mesurée évolue fortement avec la profondeur d'indentation. Cet effet peut correspondre à un effet hyperélastique du tissu hépatique, mais aussi à une variabilité induite par le contrôle restreint des conditions aux limites.

Pour traiter cette incertitude, Kerdok et al. [148] effectuent des indentations ex-vivo sur des cubes de foie de taille standardisée. Ils comparent les déformations observées avec des simulations numériques intégrant dans un premier temps une loi de comportement élastique puis, dans un second temps, hyperélastique. Cela leur permet de confirmer que le comportement tissulaire du tissu hépatique est hyperélastique. Ainsi, le modèle linéaire élastique utilisé jusque-là pour simuler le comportement du foie n'est applicable qu'aux petites déformations.

L'identification des paramètres de lois de comportement non linéaires est beaucoup plus difficile que pour le modèle linéaire élastique [149]. En effet, elle nécessite d'atteindre les grandes déformations pour les obtenir.

Chui et al. [150] identifient les paramètres mécaniques du foie pour un grand nombre de modèles polynomiaux et exponentiels (cf. Figure 31). Pour cela, ils effectuent des tests d'élongation et de compression sur 6 foies de cochons dans des conditions ex vivo.

À partir des courbes contraintes-déformations extraites, ils ajustent numériquement les différents paramètres des modèles pour correspondre aux courbes mesurées.

La précision optimale est atteinte avec une loi de comportement de Mooney-Rivlin avec 9 paramètres identifiés. Bien que ce modèle minimise l'erreur par rapport aux autres, son traitement numérique est lent. De plus, les conditions ex-vivo induisent une erreur non négligeable dans les valeurs des propriétés mécaniques identifiés. Ainsi, la contribution, en terme de précision, apportée par les paramètres de degré élevé du modèle, est négligeable devant l'erreur induite par les conditions d'obtention des paramètres.

Model	Minimum curve	Mean curve	Maximum curve	Average RMSE \pm SD, Pa
Mooney–Rivlin (nine-Constants) (11)	$C_1 = 0.20 \times 10^4$ $C_2 = -0.15 \times 10^4$ $C_3 = -0.61 \times 10^4$ $C_4 = 0.30 \times 10^4$ $C_5 = 0.19 \times 10^4$ $C_6 = 3.16 \times 10^4$ $C_7 = -3.35 \times 10^4$ $C_8 = -0.76 \times 10^3$ $C_9 = 0.55 \times 10^4$	$C_1 = 0.16 \times 10^3$ $C_2 = 0.14 \times 10^3$ $C_3 = -0.12 \times 10^4$ $C_4 = 0.62 \times 10^3$ $C_5 = 0.41 \times 10^3$ $C_6 = 0.72 \times 10^4$ $C_7 = -1.43 \times 10^4$ $C_8 = 0.91 \times 10^4$ $C_9 = -0.92 \times 10^3$	$C_1 = -0.23 \times 10^4$ $C_2 = 0.27 \times 10^4$ $C_3 = -0.99 \times 10^3$ $C_4 = 0.32 \times 10^4$ $C_5 = -0.15 \times 10^4$ $C_6 = 1.03 \times 10^4$ $C_7 = -2.18 \times 10^4$ $C_8 = 0.31 \times 10^3$ $C_9 = 1.40 \times 10^4$	38.71 ± 21.99
Combined logarithmic and polynomial (22)	$C_1 = -457.21$	$C_1 = -342.44$	$C_1 = -214.73$	91.92 ± 17.43
TAKAMIZAWA and HAYASHI (1987) (17)	$C_2 = 9.77$ $C_3 = -119.78$ $C_1 = 752.57$	$C_2 = 1.99$ $C_3 = -136.08$ $C_1 = 168.01$	$C_2 = 4.71$ $C_3 = -221.21$ $C_1 = 175.08$	134.6 ± 23.06
BOGEN (1987) (18)	$C_2 = 0.61$ $C_3 = 0.20$ $C_4 = 0.29$ $C_1 = -47.87$ $C_2 = 3.90$	$C_2 = 4.11$ $C_3 = 0.82$ $C_4 = 1.17$ $C_1 = -43.98$ $C_2 = 5.44$	$C_2 = 9.27$ $C_3 = 1.27$ $C_4 = 1.89$ $C_1 = -83.553$ $C_2 = 6.4399$	153.5 ± 50.13
Fung–Demiray (15)	$C_1 = 525.32$ $C_2 = 2.618$	$C_1 = 670.65$ $C_2 = 4.570$	$C_1 = 1209.2$ $C_2 = 6.829$	187.6 ± 87.02
Veronda and Westman (16)	$C_1 = 99.45$ $C_2 = 2.62$	$C_1 = 72.62$ $C_2 = 4.58$	$C_1 = 87.56$ $C_2 = 6.84$	188.2 ± 87.26
Ogden (19)	$C_1 = 1.58 \times 10^5$ $C_2 = -2.96 \times 10^5$ $C_3 = 1.54 \times 10^5$	$C_1 = 4.12 \times 10^5$ $C_2 = -7.70 \times 10^5$ $C_3 = 4.03 \times 10^5$	$C_1 = 5.06 \times 10^5$ $C_2 = -8.23 \times 10^5$ $C_3 = 3.78 \times 10^5$	411.8 ± 39.37

Figure 31 : Paramètres des lois de comportement hyperélastiques de Chui et al. dans [150]. Ils sont obtenus par identification numérique sur des courbes contraintes-déformations expérimentales.

Ahn et Kim [151] effectuent des identifications similaires pour obtenir les paramètres des lois de comportement Neo-Hokéenne et d’Ogden. Ils reprennent l’étude numérique sur cube de Kerdok et al. [148] en intégrant les propriétés mécaniques obtenues par les expérimentations réelles. En comparant les résultats numériques avec ceux de la littérature, ils obtiennent une cohérence beaucoup plus forte du modèle d’Ogden par rapport au modèle de Neo-Hookéen.

Hu et al. [152] arrivent à une conclusion similaire. Ils extraient des foies de cochons les paramètres d’un modèle d’Ogden et un modèle Mooney-Rivlin du second ordre. Alors que les paramètres d’un modèle d’Ogden conduisent à des données cohérentes, les paramètres d’un modèle de Mooney-Rivlin identifiés sont négatifs. Or, le sens physique de ces paramètres impose qu’ils soient positifs. Ainsi, seul les paramètres identifiés pour le modèle d’Ogden sont valables.

L’ensemble de ces modèles mécaniques traitent le foie comme un volume uniforme et homogène. Cela n’est toutefois pas le cas en termes biologiques. Pour se rapprocher de la réalité physiologique, Picinbono et al. [153] intègrent l’anisotropie et l’incompressibilité dans leur modèle numérique pour modéliser le comportement des fibres de la paroi extérieure du

foie. Chui et al [154] ainsi que Pervin et al. [155] intègrent également une anisotropie transversale élevée, et comparent la précision des déformations numériques par rapport aux modèles classiques. Ils constatent que cet aspect améliore faiblement la précision aux grandes déformations. Cependant, au regard de l'augmentation de la complexité de la simulation numérique, et des ressources en temps et capacités informatiques nécessaires, cet aspect peut être négligé.

L'ensemble des mesures de paramètres de lois de comportement hyperélastiques sont extraits du foie d'animaux en conditions post-mortem ex-vivo. Par conséquent, ces données ne sont pas adaptées pour simuler le comportement du foie humain en condition opératoires. Lister et al. [156] extraient les paramètres d'un modèle d'Ogden et d'un modèle polynomial de foies humains. Ils se placent dans des conditions in-vivo mini-invasives. Une fois intégrés dans un modèle numérique, les résultats des deux modèles sont très similaires.

La difficulté d'obtention et d'automatiser la mesure de paramètres en conditions in-vivo, aussi bien que l'augmentation des délais et ressources numériques consommées rendent l'utilisation des lois de comportement hyperélastique en conditions peropératoires difficile. Bien qu'elles soient nécessaires pour la modélisation des grandes déformations, elles restent marginales dans les modèles numériques à applications chirurgicales

IV.2.4 *Viscosité*

Physiologiquement, le foie fonctionne comme une zone de transfert du sang de la veine porte à la veine cave (cf. Figure 24). La présence du fluide dans les capillaires crée une pression interne diffuse qui rigidifie le tissu hépatique à une échelle microscopique et affecte le comportement mécanique de l'organe [129].

L'effet de la viscosité sur le comportement tissulaire hépatique a été observé à de nombreuses reprises [134], [157]–[159]. Les différentes études s'accordent sur les conséquences importantes de la viscoélasticité sur le champ de grandes déformations, en particulier sur le temps de relaxation des tissus. Elle crée également une dépendance entre la réponse mécanique et la vitesse de la déformation [160].

Liu et al. [159] traduisent les différents effets de la présence diffuse du sang en créant une dépendance temporelle dans la définition du module de cisaillement. Ils utilisent pour cela un modèle de Maxwell avec deux modes (équation 1.8). Cette modélisation de la

viscoélasticité du tissu hépatique fournit une bonne précision aux grandes déformations. Elle a depuis été généralisée [136], [141], [142] et est la méthode la plus couramment utilisée pour intégrer cet aspect du tissu hépatique.

$$\mathbf{G}(t) = \mathbf{G}_\infty + \mathbf{G}_1 e^{-\alpha_1 t} + \mathbf{G}_2 e^{-\alpha_2 t} \quad 1.8$$

Pour modéliser la viscosité aux grandes et petites déformations, Roan et Vemaganti [161] utilisent les principes de la Quasi Linear Viscoélasticity (QLV). Ils introduisent également une définition temporelle de la fonction de relaxation $\mathbf{G}(t)$ dans le tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff II $\mathbf{S}(t)$ (cf. équation 1.9). Le terme complémentaire introduit s'exprime sous forme de l'intégrale temporelle de l'évolution de la réponse d'un tissu équivalent purement élastique $\mathbf{S}^e(E(\lambda))$.

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{G}(t)\mathbf{S}^e(0) + \int_0^t \mathbf{G}(t - \tau) \frac{\partial \mathbf{S}^e(E(\lambda))}{\partial \tau} d\tau \quad 1.9$$

Les paramètres de la QLV ont été identifiés à plusieurs reprises [162], [163]. L'identification de ces paramètres sur des foies humains est effectuée par Dogan et al. [164] en conditions in vivo. Ils les intègrent dans un modèle numérique de foie humain qui prend la viscosité en compte. Leur modèle est toutefois trop lent pour être utilisé en conditions peropératoire, mais présente un intérêt important en conditions préopératoires.

Pour atteindre le temps réel, Jordan et al. [165] modifient leur modèle masse-ressort pour intégrer le délai caractéristique de la viscosité. Marchesseau et al. [166] continuent cette approche et développent ainsi un modèle visco-hyperélastique poreux de foie humain. Ce faisant, ils parviennent à augmenter la plage de déformation macroscopique du foie, comme le montre la Figure 32. Leur solution permet de fournir une réponse mécanique rapide, proche du temps réel, mais qui s'appuie sur des simplifications importantes de la physique sous-jacente.

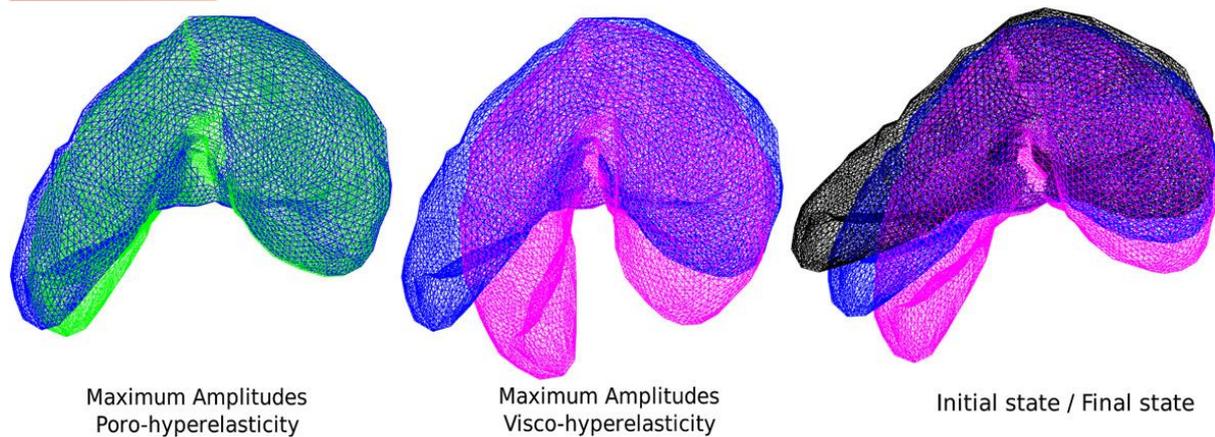


Figure 32 : Simulation de déformation du foie en position extrême en fonction du modèle hépatique intégré par Marchesseau et al. [166]. Le foie noir correspond à l'état initial, le foie bleu est déformé avec un modèle hyperélastique classique, le foie rose avec le modèle viscoélastique et le foie vert avec le modèle poro-hyperélastique

De nombreuses méthodes permettent de prendre en compte l'effet de la viscosité sur les déformations macroscopique du foie. Elles correspondent à l'ajout d'un délai temporel dans la réponse mécanique simulée. Ce délai peut être simulé facilement, et influence principalement les grandes déformations.

De nombreuses lois de comportement du tissu hépatique ont été développées et identifiées. Les conditions de mesures ont fortement évolué, allant d'essais sur les animaux aux mesures des propriétés du foie humain, et de conditions ex-vivo post-mortem à in-vivo non invasif.

La [Figure 33](#) couvre les principaux articles de la littérature qui identifient des propriétés mécaniques du foie. Ces différentes études sont classées en fonction des conditions des tests effectués, du modèle physique identifié et du type de sujet. La grande diversité de tests offre une large plage de valeurs. Cependant, la variabilité inter-patient nécessite une mesure systématique des propriétés mécaniques pour chaque patient.

De plus, pour atteindre une représentation en temps-réel, le délai de résolution contraint à l'utilisation d'un modèle linéaire-élastique [167]. Il toutes les méthodes développées jusqu'à présent simplifient fortement le modèle numérique pour permettre le calculer de déformations en temps réel.

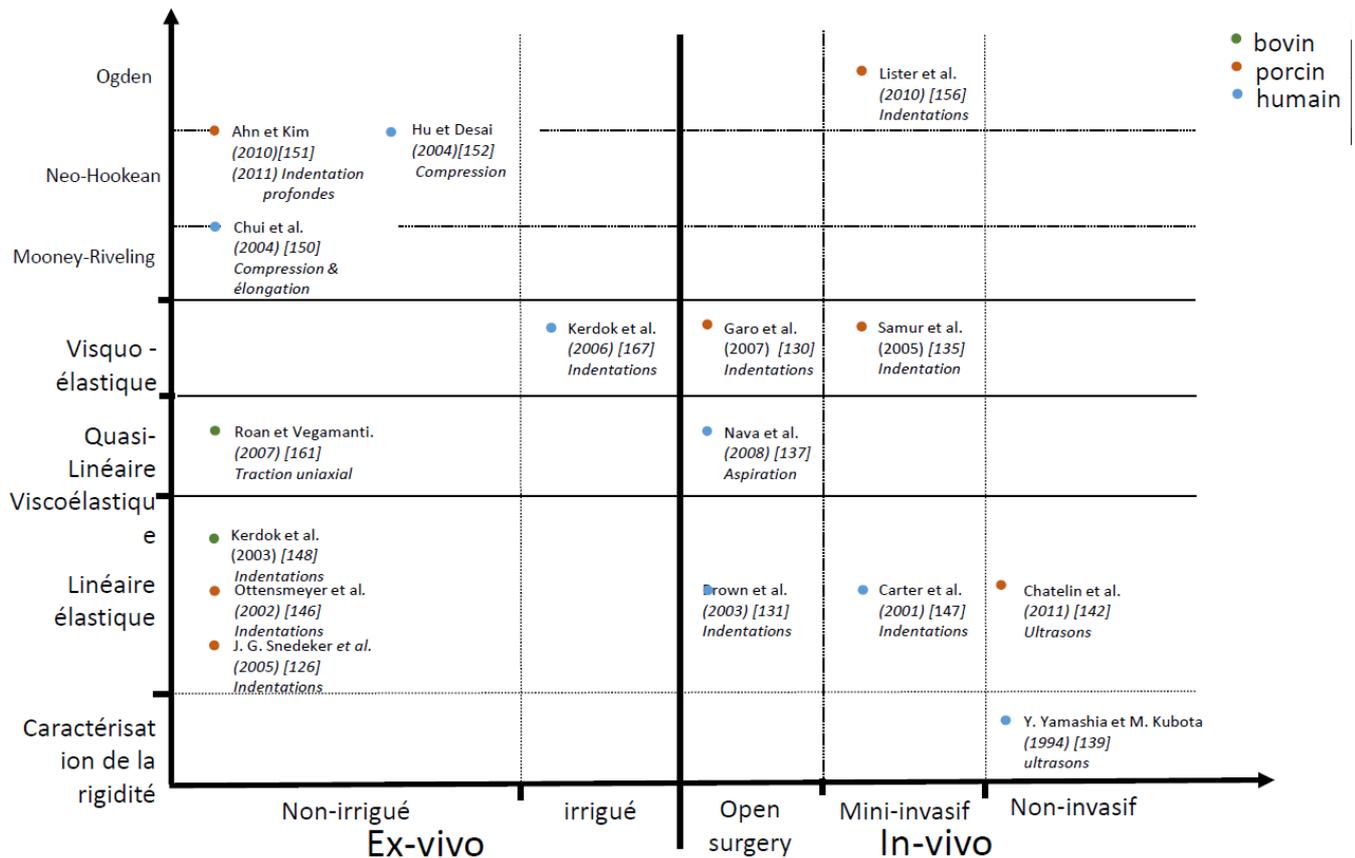


Figure 33: Classification des éléments de la littérature qui traitent de l'identification des propriétés mécaniques du tissu hépatique. Les différents articles sont classés en fonction des conditions de mesure, de la loi de comportement identifiée et du type de sujet.

IV.3 Intégration de la vascularisation

Les différents modèles et loi de comportement établis jusque-là se focalisent principalement sur la traduction du comportement mécanique du tissu hépatique. Cependant, le foie, à une échelle macroscopique, est constitué de différents tissus. En plus du tissu hépatique s'ajoutent les vaisseaux sanguins, les tumeurs ou encore la capsule de Glisson - une peau mince qui entoure la surface du foie et contribue à l'incompressibilité de l'organe entier. La simulation des déformations de l'organe nécessite donc la prise en compte des effets mécaniques de ces éléments sur le modèle global du foie.

Comme expliqué précédemment (cf. Chapitre I - II.4.2) les capillaires sont suffisamment petits et diffus pour que leur effet mécanique soit directement intégré dans les propriétés mécaniques du tissu hépatique. Cependant, la vascularisation macroscopique est trop importante en terme de dimensions pour être directement homogénéisée dans les propriétés mécaniques. Les modèles numériques de la littérature ne prennent pas leur effet en compte.

Bien qu'il n'y ait pas de modèle numérique qui les prennent en compte, Umale et al.

[133] ont extrait en conditions ex-vivo les caractéristiques mécaniques de la capsule de Glisson et des parois vasculaires. Ils extraient les courbes de force-déplacement des tests de tractions uniaxiaux et obtiennent dans un premier temps le module de Young des tissus. L'élasticité mesurée est de $8,22 \pm 3,42$ MPa pour la capsule de Glisson, et de $0,62 \pm 0,41$ MPa pour les parois des vaisseaux sanguins. Ils identifient ensuite les paramètres d'un modèle d'Ogden par ajustement sur les courbes contrainte-déformation mesurées. Cette démarche est illustrée à la Figure 34.

L'élasticité mesurée pour les deux structures est bien plus élevée que pour le tissu hépatique moyen. Cela tend à supposer que ces éléments ne peuvent être négligés dans les modèles macroscopiques du foie. La géométrie variable de la vascularisation, ainsi que la présence d'un écoulement sanguin ne permettent pas de conclure sur l'effet mécanique de la vascularisation sur le foie à partir des seuls modules de Young des tissus. La littérature ne présente pas d'études plus détaillées sur l'effet mécanique de la vascularisation.

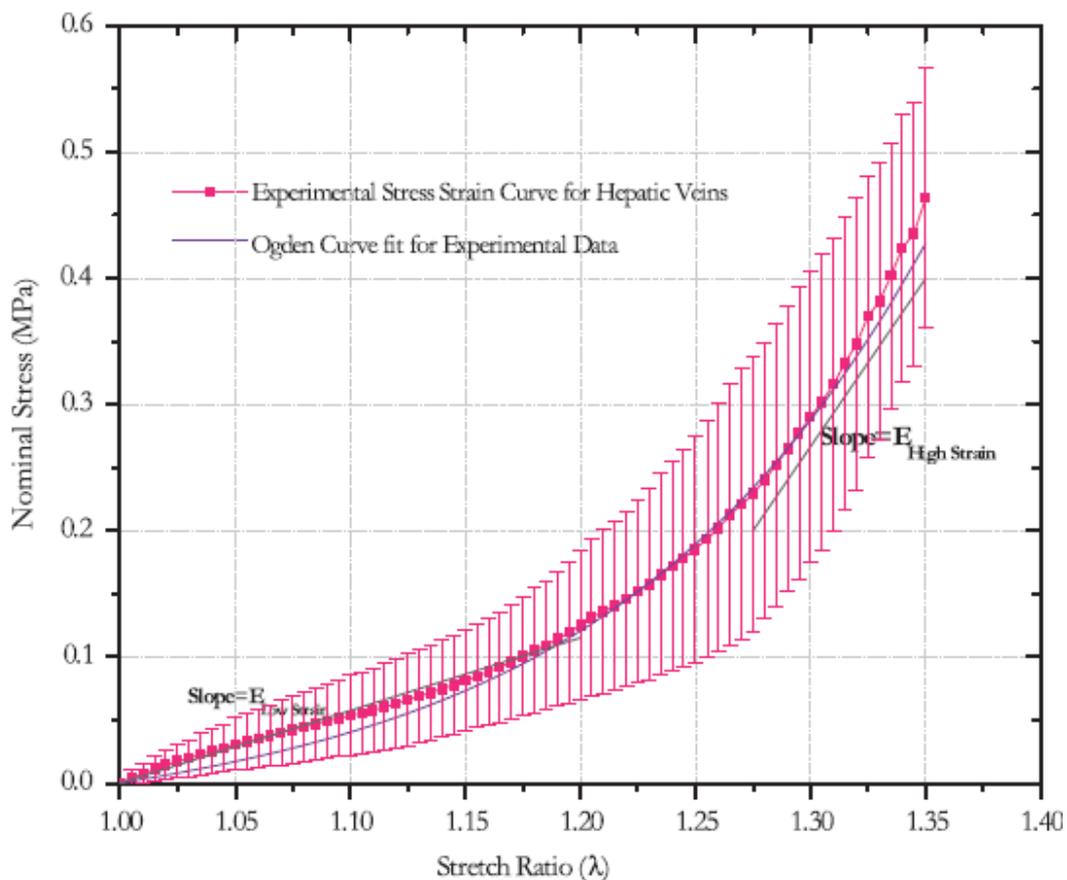


Figure 34 : Identification des paramètres de la loi de comportement d'Ogden par ajustement sur les courbes contrainte-déformation obtenues sur des échantillons de parois vasculaires réels par Umale et al. [133]

Le comportement mécanique des vaisseaux sanguins est également dépendant de l'écoulement sanguin interne. En fonction de la pression interne, l'écoulement sanguin peut engendrer une rigidité accrue des vaisseaux sanguins.

Leur pression interne renforce les vaisseaux et engendre un effet macroscopique. La connaissance du champ de pression interne est donc nécessaire pour déterminer l'effet de l'écoulement sanguin sur le foie.

Höhne et al [168] ont développé une simulation complète du corps humain. Ce modèle permet de fournir une première approximation de l'interaction complète du foie avec le réseau sanguin, comme illustrée à la Figure 35. Les résultats restent cependant trop globaux pour permettre une conclusion sur ses interactions.

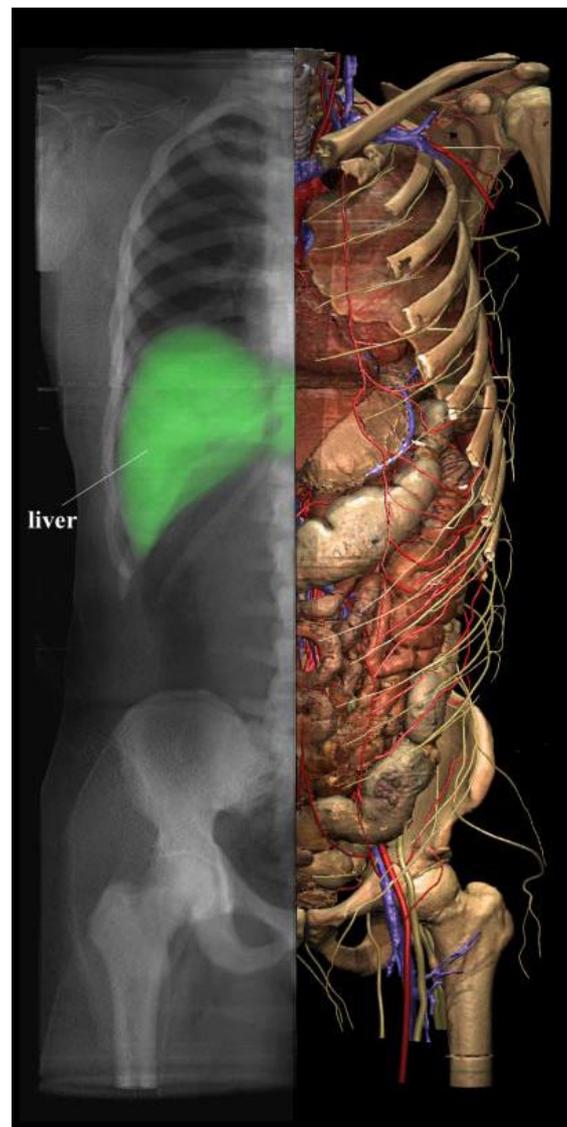


Figure 35 : Simulation complète de l'ensemble du système sanguin de Höhne et al. [168]

Bien qu'il existe des mesures locales du flux sanguin entrant et de la pression sanguine [169]–[171], elles sont localisées au niveau de l'entrée des vascularisations.

La mesure des pressions sanguines au niveau du foie a été standardisée dans le monde médical. Les pressions mesurées classiquement sont la Portal Veine Pressure (PVP) à l'entrée de la veine porte et le Hepatic Pressure Gradient (HPG) qui correspond à la différence de pression entre les flux veineux entrant et sortant du foie.

La mesure de la PVP a été faite de façon invasive par cathéters jusqu'en 1951 et les travaux de Myers et Taylor [172]. Ils corrèlent la pression sinusoidale, appelée Wadged Hepatic Vein Pressure (WHVP), et la PVP. Bien que la conversion ne soit pas immédiate [173], les difficultés spécifiques ont été par la suite levées [174] jusqu'à en faire une méthode commune et automatisée. Les différentes études de la littérature conduisent à une pression moyenne de 10 mm Hg (1 333,22 Pa) pour la PVP.

Le HPG, quant à lui, est généralement mesuré par insertion de cathéter [175]. Il présente peu de variations patient-dépendantes [170]. Les différentes mesures présentes dans la littérature donnent un HPG moyen de 5 mm Hg (666,61 Pa).

Transposées dans une étude numérique, ces différentes valeurs de pression veineuses peuvent servir de conditions aux limites de pression pour modéliser le champ de pression sur la paroi vasculaire.

Seul Debbaut et al. [176] ont cherché à déterminer des champs de pression interne au foie. Ils utilisent pour cela une analogie électrique, dans laquelle les rayons des vaisseaux sont traduits en résistance. Cela impose de modéliser une section vasculaire comme un cylindre à rayon constant parfait. Il n'existe actuellement aucune étude numérique qui établisse une carte de la pression veineuse interne au foie en s'appuyant sur une géométrie 3D réelle.

V. *Problématique: enjeux et intérêts*

Avec l'évolution de la chirurgie guidée par ordinateur, les modèles numériques ont vocation à prendre de plus en plus de place dans l'ensemble du processus opératoire. Allant du besoin de simulation de déformations pour la planification chirurgicale, au guidage en conditions opératoires ou à l'amélioration des outils d'apprentissage, tous nécessitent la mise en œuvre de simulateurs des déformations des organes. Pour cela, des modèles numériques sont utilisés pour prédire le comportement des tissus mous. Cela implique une connaissance précise de la physique sous-jacente ainsi qu'une quantité importante de temps de résolution.

En ce qui concerne les traitements de tumeurs localisées dans le foie, tels que la résection ou la radiothérapie, il existe plusieurs limitations à la technologie actuelle. Tout d'abord, le modèle doit simuler les déformations internes du foie pour fournir des informations précises. Tandis que les microstructures telles que les microcapillaires ou les données d'échelles cellulaires sont intégrées dans les propriétés mécaniques globales du tissu hépatique, les structures de taille plus importantes sont actuellement ignorées. En particulier, l'effet macroscopique de la vascularisation reste inconnu et négligé. Comment la vascularisation affecte-t-elle le comportement mécanique du foie? Est-ce que tous les vaisseaux sanguins l'affectent de la même manière? Quelle est la carte de répartition de rigidité induite par la vascularisation ?

Cependant les différentes études menées pour traiter ces problématiques nécessitent de lourds traitements de maillages, ainsi qu'un nombre important de simulations et d'étapes de calculs. Il est donc nécessaire de pouvoir homogénéiser cet effet, pour pouvoir systématiser l'utilisation d'un modèle intégrant l'influence mécanique de la vascularisation sur le foie. Cette étape d'homogénéisation devra permettre de convertir une rigidité locale combinée à une géométrie 3D complexe en une répartition de propriété mécanique.

Enfin, la résolution en temps-réel du modèle numérique en conditions peropératoires, tout en utilisant des calculs physiques non détériorés n'est pas réalisable. Il existe actuellement quelques solutions qui permettent de calculer les déformations du foie en fournissant des résultats adaptés pour de petites déformations. Cependant, elles ne résolvent pas entièrement les équations physiques et fournissent donc une réponse approchée qui atteint sa limite pour des grandes-déformations ou des modèles plus complexes du foie. Elles

ne permettent notamment pas, l'utilisation de lois de comportement hyperélastiques pour le tissu hépatique ou un modèle non-uniforme du foie. Cela induit de nombreuses imprécisions et réduit considérablement le champ d'application de la solution numérique.

Le présent travail vise à étudier l'effet mécanique de la vascularisation sur le foie. Les observations obtenues sont ensuite traitées par un processus d'homogénéisation pour constituer un modèle macroscopique du foie qui utilise un maillage du foie sans sa vascularisation, et intègre des lois de comportement hyperélastique homogénéisé traduisant l'effet de la vascularisation. Enfin, le modèle constitué est traité par une méthode d'apprentissage pour pouvoir être utilisé en temps réel en conditions opératoires.

CHAPITRE II

CONSTITUTION DES MAILLAGES

I. Introduction

I.1 Maillages et méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) est l'une des méthodes numériques les plus fréquentes pour simuler le comportement des structures [70], [71]. Plusieurs auteurs [117], [177] l'ont immédiatement appliquée à des matériaux biologiques, dans le cadre de comportements élémentaires élastique linéarisé.

Le calcul d'erreur associé à la MEF a tout de suite fait l'objet de nombreux travaux, et continue à être un sujet majeur pour valider la précision des résultats obtenus et donc la fiabilité du calcul [178]–[181].

Il ne s'agit pas dans ce chapitre de s'inscrire dans la suite de ces travaux qui sont d'ailleurs d'avantage appliqués en mécanique des structures avec des lois de comportement qui peuvent être très complexes. En revanche, nous souhaitons explorer cette question dans une situation bien particulière liée à l'objet même de cette thèse, à savoir la simulation du comportement de tissus biologiques en contexte opératoire, donc en assistance chirurgicale. Ce contexte possède deux caractéristiques spécifiques qui justifieront a priori les hypothèses simplificatrices assez fortes qui sont choisies.

La première caractéristique réside dans le fait que nous nous intéresserons essentiellement aux champs de déplacements et dans une moindre mesure aux champs de déformations, et peu aux contraintes. La seconde caractéristique est bien sûr le temps réel ou son approche, afin d'aider réellement le chirurgien.

Les questions de précision et d'erreur de taille d'éléments qui suivent sont donc à comprendre avec le prisme de cette aide au chirurgien qui nécessite les traitements les plus brefs, et non dans la compréhension des théories sophistiquées de la MEF appliquée au calcul des structures.

Ces éléments étant posés, nous nous concentrons maintenant sur une question simplifiée, pour laquelle la précision du résultat augmente avec la diminution de la taille des éléments. Cette précision augmentera donc avec le nombre total d'éléments pour une structure géométrique donnée, et malheureusement elle augmentera par conséquent le temps de calcul, ce qui ne va pas dans la direction souhaitée.

La contrainte de représentation en temps réel impose donc une limite au nombre d'éléments du modèle numérique et donc à la précision du résultat produit.

Plusieurs évolutions ont été proposées pour augmenter la vitesse de résolution de la FEM. Par exemple des techniques de condensation [88], [89], [182] ou des méthodes de résolution implicite [41], [90], [91], [182] ont pour objectif de réduire la dépendance entre la durée de la résolution du modèle et la quantité d'éléments. Malgré des avancées significatives de ces méthodes, l'évolution de la durée des simulations reste très liée au nombre total d'éléments.

I.2 Processus d'obtention des maillages

I.2.1 *Problématique de fusion de maillages*

La constitution d'un modèle numérique requiert un maillage volumique. Dans le cadre de ce travail de thèse, il s'agit du maillage d'un organe. Pour l'obtenir, une acquisition scanner ou IRM de l'organe est effectuée. Les contours sont ensuite identifiés au sein de l'image médicale utilisée [183]–[186] pour constituer des surfaces. Celles-ci sont ensuite maillées pour créer une structure 2D fermée. Enfin, cette structure 2D va à son tour être remaillée de façon tridimensionnelle afin d'obtenir le maillage volumique final [62], [88], [114], [115].

Cette méthode, aujourd'hui généralisée, permet d'obtenir des maillages d'organes indépendants. De surcroît, les maillages volumiques peuvent être obtenus à partir d'éléments structurants indépendants localisés dans des organes, tels que des tumeurs ou des vaisseaux sanguins. Ces éléments seront référencés par la suite comme « sous-organes ».

Dans l'objectif de pouvoir simuler l'interaction mécanique entre plusieurs organes ou sous-organes, il est nécessaire d'avoir des maillages complémentaires, c'est-à-dire des nœuds qui coïncident au niveau de leurs surfaces d'interaction. Cette contrainte sur les nœuds se répercute directement sur les tailles des mailles volumiques qui sont construites à partir des éléments surfaciques.

Pour le foie, le maillage volumique généré pour la vascularisation hépatique se fait de manière indépendante de celui du foie lui-même [187]–[189]. Ainsi, ces deux maillages ne sont pas complémentaires et ne permettent pas d'initier un calcul par la MEF.

La **Figure 36** représente une segmentation de plusieurs organes pour lesquels différentes zones ainsi que les vascularisations et les tumeurs ont été identifiées et traitées séparément. Dans cette géométrie, il est possible de mailler chaque sous-partie indépendamment des autres, ou de faire un maillage unique du foie qui couvre les différentes

zones. Pour cette seconde option, il n'est cependant plus possible de catégoriser les éléments en fonction de leur origine et donc de leur donner des propriétés mécaniques spécifiques.

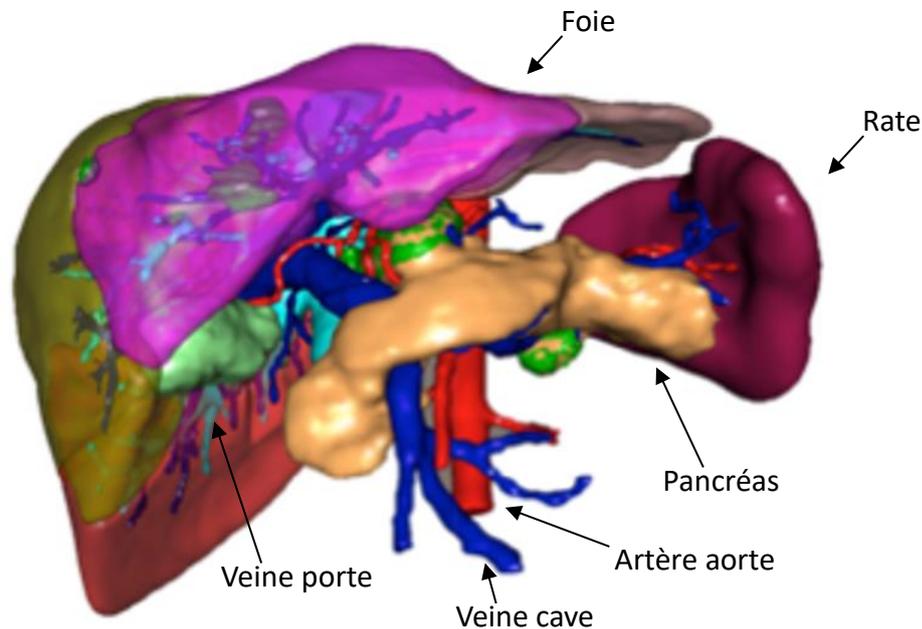


Figure 36 : Segmentation du foie, des organes voisins et des sous-organes, comme la vascularisation (IRCAD et Visual Patient).

Afin de pouvoir donner des propriétés mécaniques spécifiques à la vascularisation, il est donc nécessaire de créer un maillage indépendant qui permette d'interagir avec celui du foie. Cependant, la géométrie du foie et son maillage 3D ne présentent pas une structuration interne compatible avec la vascularisation. Par conséquent, les deux maillages volumiques (foie et vascularisation) se chevauchent sans permettre d'interactions. Pour cela, il a donc été nécessaire de construire un algorithme de fusion de maillage, qui permette de reconstruire un unique maillage pour lequel la vascularisation et le foie seront identifiés et interagiront.

La vascularisation ayant une taille bien inférieure à celle du foie, cela nécessite d'utiliser des éléments plus petits pour la décrire correctement [140].

Comme les nœuds de la surface d'interaction entre la vascularisation (sous-organe) et le foie (organe) doivent correspondre, cela induit une nouvelle contrainte sur la dimension des éléments du foie. Il est possible d'adapter la taille des éléments pour le foie en les divisant successivement, ou en imposant une concordance dès la création des maillages volumiques. Cela générerait cependant une surabondance d'éléments qui ralentirait considérablement la simulation numérique.

1.2.2 *Méthode de fusion de maillages*

Il est particulièrement difficile d'automatiser l'intégration de plusieurs maillages indépendants se chevauchant et qui présentent des dimensions d'éléments variables. Des logiciels commerciaux tels que Mimics®, Rhinoceros® ou Solidworks® permettent de construire des géométries avec des surfaces d'interaction adaptées à partir de masques d'images médicales. Ils nécessitent toutefois un traitement manuel pour définir les zones d'interactions et ne permettent donc pas une complète automatisation du processus de construction des maillages.

D'autres bibliothèques, tels que CGal® ou tetgen®, permettent d'automatiser la génération d'un maillage volumique unique à partir de deux volumes distincts définis par le maillage de leur surface. Les éléments produits sont catégorisés en fonction du volume initial qu'ils décrivent.

Cette approche nécessite cependant que les maillages surfaciques initiaux soient distincts et ne se croisent pas. Or, pour le traitement du foie, la vascularisation ressort de la géométrie interne du foie. Par conséquent les maillages de la surface de la vascularisation d'une part et du foie d'autre part, se croisent, et empêchent l'utilisation de telles bibliothèques.

Actuellement, il n'existe pas de solution qui permette d'automatiser le traitement de deux maillages volumiques qui s'entrecroisent pour en générer un seul préservant à la fois la distribution initiale et la taille des éléments tout en optimisant le nombre total d'éléments.

Nous avons donc développé un algorithme fondé sur une méthode itérative d'identification et de raffinement local. Il permet la construction d'un maillage volumique à partir de plusieurs géométries volumiques se chevauchant. Il produit un maillage final unique qui intègre une classification des éléments en fonction des sous-géométries qu'ils représentent. De plus, il minimise le nombre total d'éléments dans le maillage produit, tout en préservant la taille des éléments des maillages originaux.

La méthode que nous présentons permet uniquement le traitement de deux maillages. Toutefois, l'algorithme proposé peut être utilisé pour d'avantage de maillages par une application récursive du processus au résultat de chaque fusion.

Finalement, nous étudierons l'efficacité de l'algorithme au moyen d'indicateurs numériques définis spécifiquement. Ceux-ci permettront d'identifier les conditions optimales de son application, ainsi que le nombre d'itérations nécessaires en fonction du cas d'application.

Nous étudierons également le gain apporté par l'algorithme en terme de temps de calcul effectué sur le maillage produit.

II. Méthode

Notre objectif est de fusionner deux maillages volumiques. On considérera que l'un des maillages est contenu dans l'autre, et que les deux maillages présentent des éléments de dimensions différentes. Le maillage principal incluant le second plus petit sera référencé comme l'organe principal tandis que celui qui est contenu sera le sous-organe.

Afin de fusionner les deux géométries, l'algorithme proposé effectue des itérations. Chaque itération est constituée de deux étapes :

- la localisation (ou zonage) [190] pour déterminer les éléments de l'organe principal qui correspondent au sous-organe
- le raffinement de la zone identifiée comme le sous-organe [191]–[193]. Cette seconde étape permet d'augmenter localement la précision du maillage de l'organe principal de manière à atteindre la précision du sous-organe.

II.1 Présentation du processus global

II.1.1 *Contraintes d'intégrité du maillage produit*

Le processus de traitement du maillage se fait par des itérations successives en identifiant puis en raffinant le maillage. Le raffinement correspond à la division d'un élément en plusieurs éléments de taille inférieure [191], [194].

Pour se faire, les bords de l'élément sont divisés en deux pour créer de nouveaux nœuds. Ceux-ci sont ensuite associés pour créer de nouvelles mailles qui sont intégrées au maillage global [70], [195], [196]. Le raffinement permet ainsi de créer des éléments de taille plus petite et donc de décrire des géométries plus précises. Les méthodes d'identification et de raffinement seront davantage détaillées dans la partie [Chapitre II - II.1.2](#).

Lorsqu'un élément est raffiné alors que son voisin ne l'est pas, un sommet de maille est créé sans qu'il n'ait de correspondant sur le bord de son voisin. Ces sommets sont appelés des « sommets orphelins ». Or, dans un maillage, les éléments sont reliés entre eux au niveau des sommets. Les « sommets orphelins » créent des discontinuités lors de la résolution numérique, car le bilan d'énergie qui y est calculé ne peut être transmis à l'élément voisin. Ce phénomène est amplifié par la succession des divisions d'un élément si son voisin n'est pas

raffiné.

Pour contourner la question, il est possible de raffiner le maillage de l'organe principal de manière uniforme pour ne pas créer de décalage. Cette méthode est appelée l'Approche en Force Brute ou Brute Force Approach (BFA). Elle raffine cependant de nombreux éléments qui ne le nécessiteraient pas, générant un nombre trop important d'éléments pour permettre une résolution numérique dans des conditions adaptées. Cette approche simple à implémenter, nous servira de référence pour évaluer l'efficacité de notre méthode.

Notre approche autorisera des maillages avec, au maximum, un seul niveau de raffinement d'écart entre deux éléments voisins. Cette contrainte, dite « contrainte de continuité », permet de limiter la discontinuité du maillage construit, tout en permettant de limiter le nombre d'éléments raffinés.

II.1.2 *Processus d'identification et de raffinement*

Le [Figure 37](#) illustre le processus complet de l'algorithme. Le schéma détaille la succession des étapes d'identification des zones à traiter et de raffinement. Ainsi, l'algorithme ne traite que le nombre minimum d'éléments pour atteindre la précision locale du sous-organe et garantir la « contrainte de continuité ».

L'identification se fait en deux phases :

- La première correspond à l'identification des éléments du maillage de l'organe principal qui doivent être raffinés pour atteindre la précision locale du sous organe.
- La seconde intervient alors pour garantir la « condition de continuité ». Les éléments sont parcourus par l'algorithme de couverture de graphe à partir des éléments déjà identifiés pour être raffinés. Les éléments à scinder sont identifiés de proche en proche pour garantir la continuité.

Le raffinement des éléments identifiés est alors effectué. Les itérations s'arrêtent lorsque la précision requise par le sous organe est atteinte pour tous les éléments qui lui correspondent dans l'organe principal.

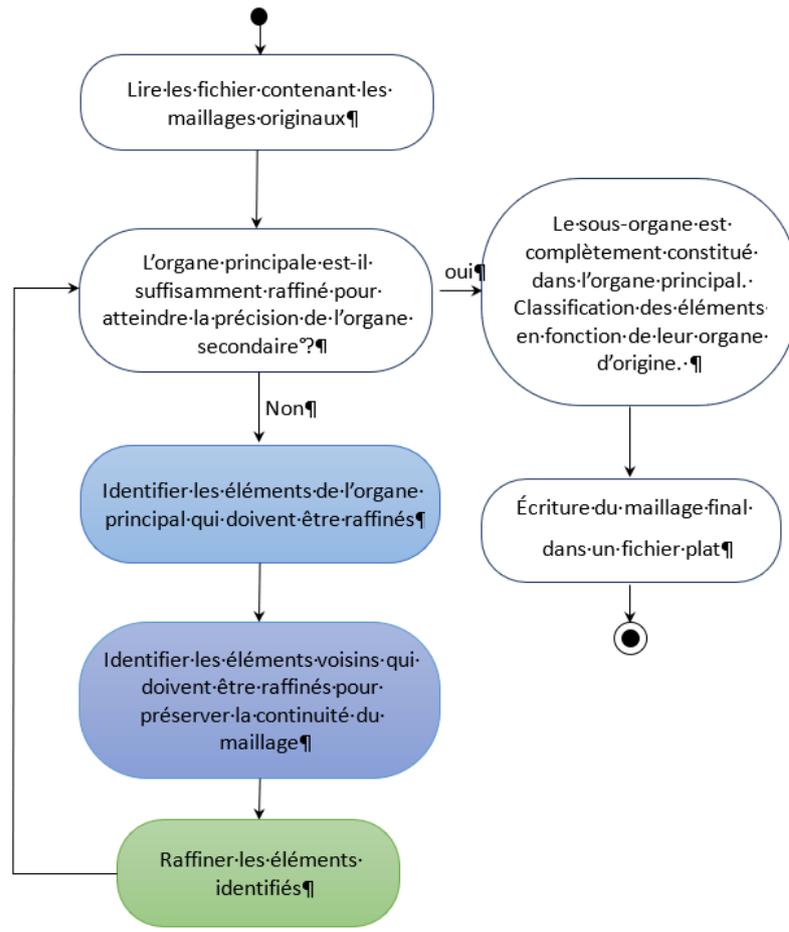


Figure 37 : Schéma des étapes de l'algorithme d'identification et de raffinement local

II.2 Méthode d'identification et de raffinement

Dans l'algorithme proposé, les éléments de l'organe principal sont raffinés pour atteindre la taille des éléments du sous organe qui leur correspond. Ainsi, le nombre d'itérations de raffinement nécessaire pour un élément du maillage de l'organe principal est spécifique et varie de l'un à l'autre. Pour un élément de l'organe principal donné, nous notons R_{\max} le nombre de raffinements nécessaires pour lui permettre d'atteindre la taille des éléments du sous organe associés.

Nous détaillons ici les étapes d'identification et de raffinement. Nous noterons V_{M_0} (respectivement V_{S_0}) un sommet du maillage organe principal (respectivement sous-organe). Pour un élément de l'organe principal El_{M_0} , la taille de son bord le plus long est notée $Edge(El_{M_0})$. Sur la base d'un calcul de la distance entre le sommet et l'élément [197], les sommets "sous-organes" proches d' El_{M_0} sont identifiés dans un ensemble noté $S_{Sov}(El_{M_0})$ (équation II.1) et définis par :

$$S_{Sov}(El_{Mo}) = \{V_{So} / \exists V_{Mo} \text{ with } |V_{Mo} - V_{So}| < Edge(El_{Mo})\} \quad II.1$$

La distance minimale entre deux sommets, V_{So1} et V_{So2} , de $S_{Sov}(El_{Mo})$ correspond à la précision d'origine du maillage sous-organe associé à l'élément El_{Mo} . Cette distance, notée $D_{So}(El_{Mo})$ dans l'équation II.2 correspond à la dimension des éléments à atteindre par raffinement pour obtenir la précision du maillage du sous-organe.

$$D_{So}(El_{Mo}) = \min(\{|V_{So1} - V_{So2}| / (V_{So1}, V_{So2}) \in S_{Sov}^2(El_{Mo}), V_{So1} \neq V_{So2}\}) \quad II.2$$

Tant que la dimension des éléments produits par le raffinement est supérieure à $D_{So}(El_{Mo})$, la précision attendue n'est pas atteinte, il convient alors de continuer à raffiner. Si les éléments générés sont plus petits que $D_{So}(El_{Mo})$, il y a sur-raffinement : l'algorithme produit des éléments supplémentaires sans pour autant apporter une amélioration en terme de précision. Le nombre d'étapes de raffinement d' El_{Mo} , noté $R_{max}(El_{Mo})$, est le plus petit nombre d'itérations qui permette d'atteindre des éléments ayant la précision requise. Cette définition est transcrite dans les équations II.3 et II.4 :

$$R_{max}(El_{Mo}) = \min(\{R \in \mathbb{N} / Edge_R(El_{Mo}) \leq D_{So}(El_{Mo})\}) \quad II.3$$

$$Edge_R(El_{Mo}) = \frac{Edge(El_{Mo})}{2^R} \quad II.4$$

Compte tenu du processus de raffinement de chaque élément, de la définition de $R_{max}(El_{Mo})$ et de la dimension des arêtes générées à chaque étape, il est possible d'encadrer la distance $D_{So}(El_{Mo})$ par la dimension des cotés générés aux étapes $R_{max}(El_{Mo})$ et $R_{max}(El_{Mo})+1$. $R_{max}(El_{Mo})$ étant un entier, sa valeur est encadrée par l'équation II.5.

$$Edge_{R_{max}(El_{Mo})+1}(El_{Mo}) < D_{So}(El_{Mo}) \leq Edge_{R_{max}(El_{Mo})}(El_{Mo})$$

$$\Leftrightarrow \frac{Edge(El_{Mo})}{2^{R_{max}(El_{Mo})+1}} < D_{So}(El_{Mo}) \leq \frac{Edge(El_{Mo})}{2^{R_{max}(El_{Mo})}} \quad II.5$$

$$\Leftrightarrow R_{max}(El_{Mo}) = \lfloor \frac{\ln\left(\frac{Edge(El_{Mo})}{D_{So}(El_{Mo})}\right)}{\ln(2)} \rfloor$$

$$\Leftrightarrow \frac{\ln\left(\frac{Edge(El_{Mo})}{D_{So}(El_{Mo})}\right)}{\ln(2)} \leq R_{max}(El_{Mo}) < \frac{\ln\left(\frac{Edge(El_{Mo})}{D_{So}(El_{Mo})}\right)}{\ln(2)} + 1$$

L'algorithme calcule un nombre maximum de raffinements nécessaires localement pour atteindre la précision des maillages d'origine. Ce processus de raffinement local fournit un raffinement adéquat pour transcrire la géométrie du sous-organe tout en évitant de créer une quantité importante d'éléments.

Une fois les éléments raffinés jusqu'à $R_{max}(El_{Mo})$, les éléments générés sont identifiés pour être catégorisés une dernière fois comme étant soit l'organe principal soit le sous-organe.

II.3 Indicateurs d'efficacité

Afin de valider l'efficacité de l'algorithme, nous définissons des indicateurs à calculer qui serviront de référence d'optimisation. L'objectif de l'algorithme est de produire un maillage qui préserve la précision des géométries initiales, tout en limitant le nombre d'éléments produits. Aussi, nous définissons deux indicateurs, afin d'évaluer la précision et le gain en terme de nombre d'éléments par rapport au raffinement systématique de l'organe principal (BFA).

II.3.1 Indicateur de précision

Nous définissons d'abord un "indicateur de précision" (IP) correspondant à l'erreur entre la position du maillage nouvellement généré et la position géométrique des nœuds du sous-organe.

Fondé sur une méthode de calcul de distance [196], [198]–[201], l'IP calcule la distance maximale entre les sommets du maillage sous-organe V_{So} et les sommets V_f du maillage final. Il est donné par $IP = \max(|V_f - V_{So}|)$ et est utilisé de deux façons différentes.

Il permet d'évaluer et de fixer une précision attendue entre les sommets du sous-organe et les sommets du maillage raffiné.

Il permet de comparer les distances entre les maillages d'origine non traités et le

maillage nouvellement généré.

Son évolution au fur et à mesure des itérations de raffinement traduira le gain en précision de chaque étape. Nous utiliserons la valeur de cet indicateur entre les deux maillages initiaux comme référence. Cette valeur de référence permettra d'exprimer l'IP sous forme de pourcentage. Cette valeur représentera le gain apporté par l'algorithme en terme de précision par rapport à une identification directe.

Comme l'IP ne dépend que des maillages originaux et finaux, il est calculé facilement à l'aide de la distance moyenne entre les deux maillages [196], [198]–[201].

II.3.2 *Indicateur du nombre d'éléments*

Nous définissons ensuite un "indicateur de résidu" (IR) qui compare le nombre final d'éléments obtenus entre l'approche de force brute (BFA) et notre algorithme. La différence entre les deux valeurs correspond au nombre d'éléments économisés par l'algorithme.

Étant donné que l'indicateur compare les nombres totaux d'éléments, son évaluation dépend fortement du nombre initial d'éléments des maillages. Aussi, il ne permet pas de comparaison inter-maillage. Pour s'affranchir de cette dépendance, le nombre final d'éléments est exprimé en pourcentage du nombre total d'éléments générés par la BFA.

Le RI indique donc, en pourcentage, la partie des éléments restants en utilisant l'algorithme proposé par rapport à la BFA. Pour compléter les informations fournies par le RI, nous définissons un "indicateur d'économie" (IE) correspondant au pourcentage d'éléments économisés par l'algorithme. Cet indicateur est complémentaire à l'IR.

Pour évaluer l'IR et l'IE, il convient de connaître le nombre final d'éléments générés par l'algorithme et par la BFA. Pour notre algorithme, cette donnée nécessite de dénombrer les éléments du maillage produit. Pour ce qui est de la BFA, elle divise à chaque étape chaque élément K fois, où K dépend du type d'élément ($K=8$ pour les tétraèdres ou cubiques). Par conséquent, le nombre final d'éléments utilisant la BFA est donné par l'équation II.6.

$$N_{fBF} = N_{Mo} * K^{R_{max}} \quad II.6$$

III. *Évaluation quantitative*

Dans un premier temps, nous évaluerons l'efficacité de l'algorithme pour une géométrie simple. Dans un second temps, nous l'évaluerons pour une géométrie réelle, ce qui permettra de confirmer son applicabilité en dehors des conditions de test standard.

III.1 Scénarios de cas de tests standardisés

Afin de déterminer les conditions de fonctionnement optimales, nous allons analyser l'influence de la complexité des géométries initiales des maillages, de l'existence de zones de chevauchement et de la distribution du sous-organe au sein de l'organe principal sur les maillages produits. Pour couvrir ces différents cas, deux scénarios simples sont proposés. Pour chaque maillage produit, les différents indicateurs sont calculés et analysés.

III.1.1 *Détermination du niveau de raffinement optimal*

Nous commençons par appliquer l'algorithme à un cas standard avec une unique inclusion localisée. Il a pour objectif d'identifier le gain apporté par l'algorithme en fonction du nombre d'itérations effectuées.

L'organe principal correspond à un cube de 16 mm de côté, maillé avec 24 éléments tétraédriques et 16 nœuds ([Figure 38](#)). Le sous-organe est un quart de cylindre à l'intérieur du cube. La valeur du rayon du cylindre est égale à la moitié de la longueur d'une arête du cube. Son maillage est constitué de 4832 tétraèdres, 1043 nœuds et 6258 degrés de liberté. Le cylindre est centré sur l'une des arêtes du cube, couvrant ainsi une zone limitée du volume total. Le volume de recouvrement du cylindre sur le cube est de 19,6%.

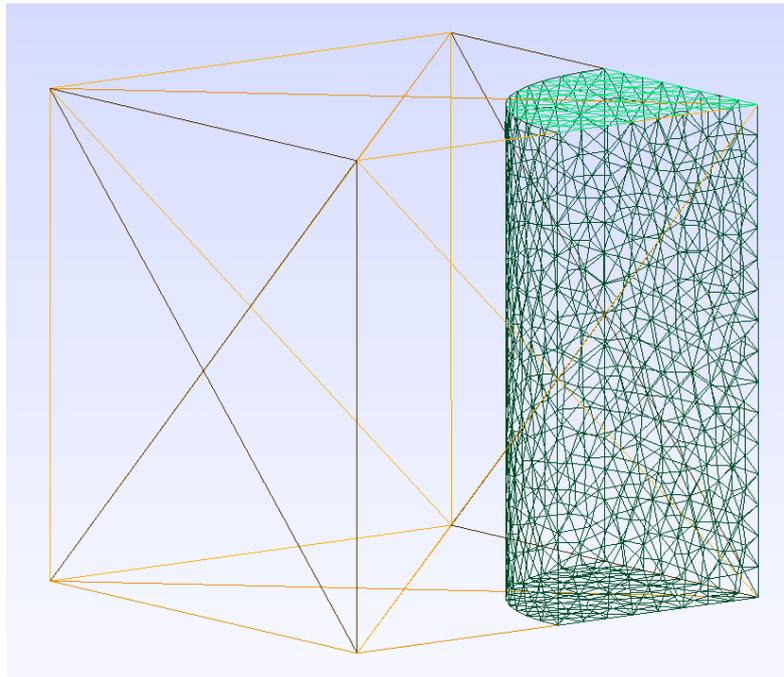
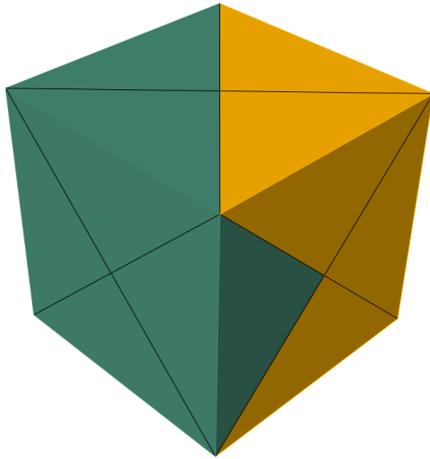


Figure 38 : Maillage cubique de l'organe principal contenant un quart de cylindre comme maillage de sous-organe.

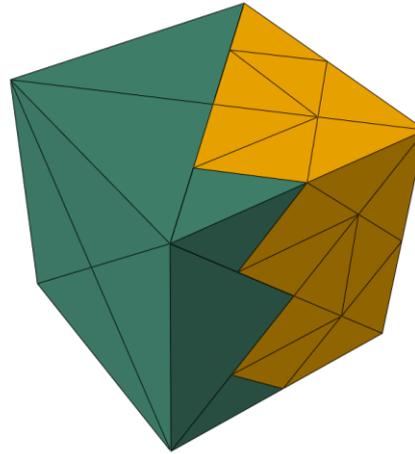
Le Tableau 2 et la Figure 39 contiennent les résultats de l'IP et de l'IR pour ce premier test. La Figure 40 présente l'évaluation de l'IR par l'application de l'algorithme dans ce cas particulier. À chaque étape, le maillage secondaire, ici le cylindre, est identifié à l'intérieur du maillage produit (section orange). Ses éléments, ainsi que leurs voisins si nécessaire, sont raffinés jusqu'à atteindre la précision des mailles du cylindre.

Niveau de raffinement final du cube (R)	Algorithme Nb d'éléments	BFA Nb d'éléments	IR en (%)	Précision après optimisation mm	IP en (%)
0	24	24	100,00%	4,45	100,00%
1	73	192	38,02%	2,36	53,03%
2	178	1536	11,59%	1,19	26,74%
3	1256	12288	10,22%	0,60	13,44%
4	7346	98304	7,47%	0,30	6,76%
5	48457	786432	6,16%	0,15	3,42%

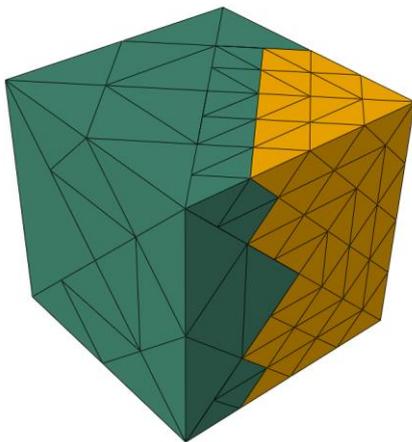
Tableau 2 : Résultats en fonction du niveau de raffinement pour le premier test (cylindre dans cube)



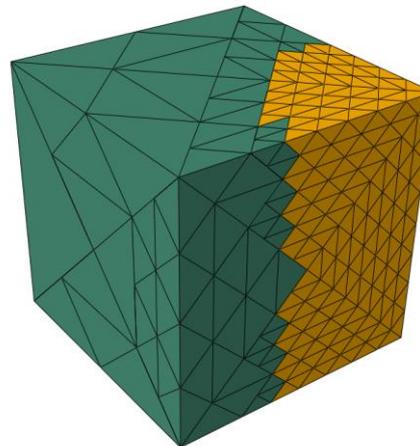
Raffinement niveau 0



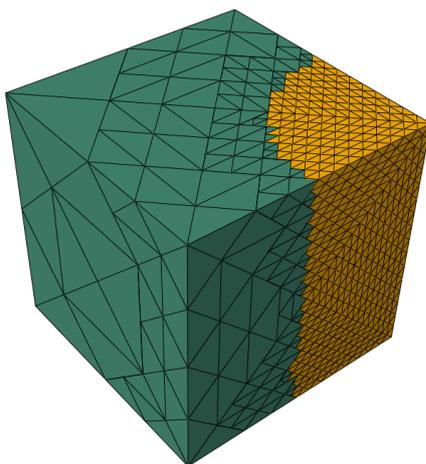
Raffinement niveau 1



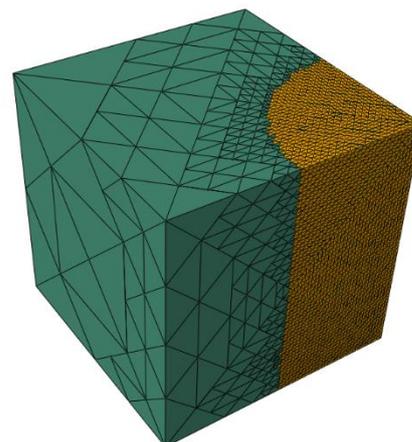
Raffinement niveau 2



Raffinement niveau 3



Raffinement niveau 4



Raffinement niveau 5

Figure 39 : Représentation des maillages produits au cours des différentes itérations lors de l'application de l'algorithme pour une inclusion cylindrique dans un cube. Pour chaque illustration, les éléments en orange représentent ceux identifiés comme correspondant au maillage du sous-organe tandis que les autres éléments sont représentés en vert.

Les résultats du **Tableau 2** montrent que l'IR diminue de façon exponentielle en fonction du nombre d'étapes de raffinement. En effet, le processus de raffinement repose sur une division par deux de la longueur des arêtes des éléments. Ainsi, la précision du maillage généré augmente d'un facteur deux à chaque étape de raffinement.

Pour ce qui est du nombre d'éléments du maillage produit, il augmente de manière exponentielle en fonction du nombre d'itérations. Il reste cependant bien plus faible que celui de la BFA, allant jusqu'à un écart d'un facteur 10 entre les deux.

De plus, l'écart entre le nombre d'éléments produits par l'une et l'autre des méthodes augmente exponentiellement avec le nombre d'itérations. La **Figure 40** présente le ratio du nombre total d'éléments entre les deux maillages (IR en pourcentage). La variation présentée est forte au début, puis atteint une asymptote.

L'algorithme présente dans ce cas un gain proche de 90% au bout de la seconde itération. Celui-ci est atteint rapidement, avant même que la précision souhaitée pour garantir la continuité de la précision du maillage ne soit atteinte. Ainsi, le maillage final présente la précision des maillages initiaux et un gain optimal en terme de nombre d'éléments.

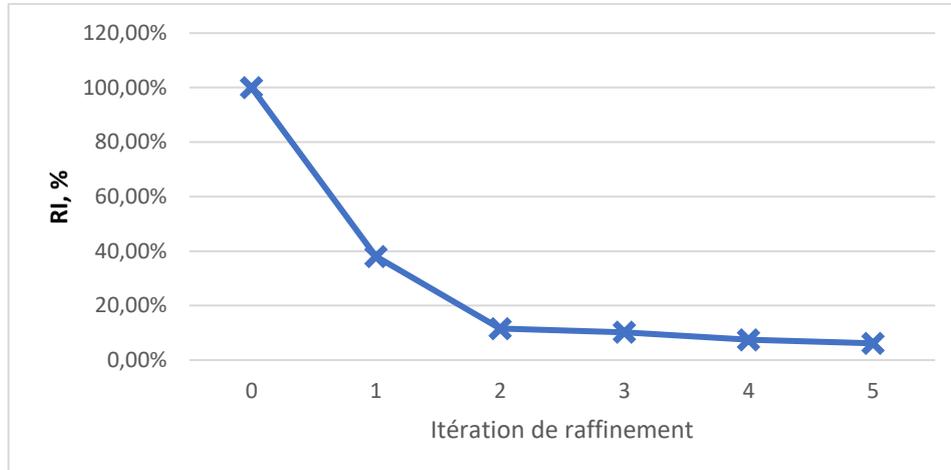


Figure 40 : Évolution de l'IR en fonction du niveau de raffinement R

Une amélioration importante par rapport à la BFA est observée pour ce premier cas concret. La précision du maillage initial est atteinte après trois itérations, ce qui correspond à un gain de 90% en terme de nombre d'éléments.

III.1.2 *Influence de la distribution de maillage*

Le premier cas se limite à une unique inclusion. Cependant, l'efficacité de l'algorithme peut varier en fonction d'autres critères, comme la proportion et la localisation du maillage du sous organe au sein du maillage de l'organe principal. Pour analyser cette variabilité, nous effectuons un second cas de test où le processus d'optimisation est évalué en fonction de la répartition de la zone de raffinement.

La densité d'un maillage par rapport à l'autre est définie comme la proportion du volume initial du sous-organe au sein de l'organe principal. Lorsque les maillages organe principal et sous-organe sont de volume égaux (la densité vaut 1), le raffinement effectué par l'algorithme correspond alors à celui de la BFA. Dans ce cas, il n'y a pas d'optimisation possible en terme de nombre d'éléments et l'IR reste constant à 100%. Cela signifie que la densité du sous-organe influence directement l'efficacité de l'algorithme.

Nous étudions maintenant 4 distributions de différentes densité. L'organe principal utilisé est un cube similaire à celui défini précédemment. Il est cette fois-ci composé de 131 sommets et de 364 tétraèdres. Les "sous-organes" sont définis comme des rectangles parallélépipédiques simples, de taille 512*32*32 mm. La [Figure 41](#) montre les quatre différentes distributions de « sous-organes » que nous utiliserons. De plus, le [Tableau 3](#) donne le nombre de mailles et la densité d'inclusions pour chaque cas testé. Nous analyserons par la suite ces résultats.

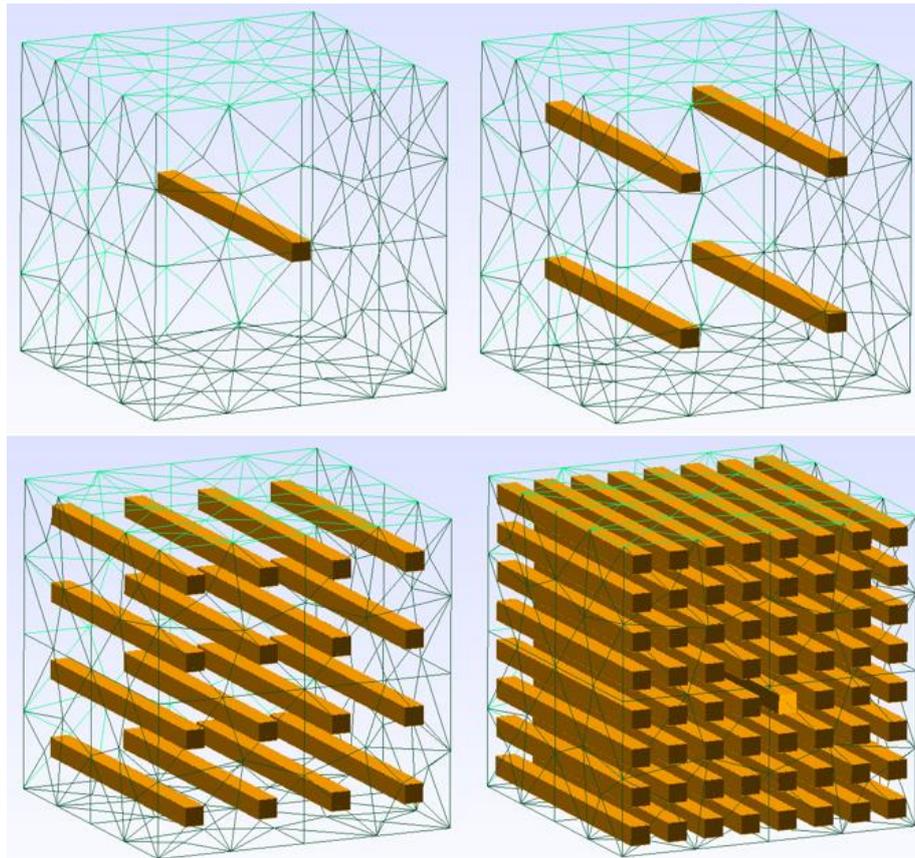


Figure 41 : Illustration des maillages étudiés pour les quatre cas de test. Pour chacun, la densité augmente d'un facteur 4.

Cas	Nbr parallélépipèdes rectangles	Volume du sous-maillage (mm ³)	Densité du sous-maillage (%)	Nbr nœud sous-maillage	Nbr degré de liberté sous-maillage
1	1	524 288	0.39	2 2082	132 492
2	4	2 097 152	1.56	261 619	1 569 714
3	16	8 388 608	6.25	2 576 252	15 457 512
4	64	33 554 432	25.00	3 818 787	22 912 728

Tableau 3 : Caractéristiques des sous-organes pour les 4 cas étudiés

Pour évaluer l'efficacité de l'algorithme, les itérations de raffinement ont été effectuées pour des itérations allant de 1 à 6, et pour chacun des 4 scénarios afin de pouvoir comparer la précision obtenue avec l'IR.

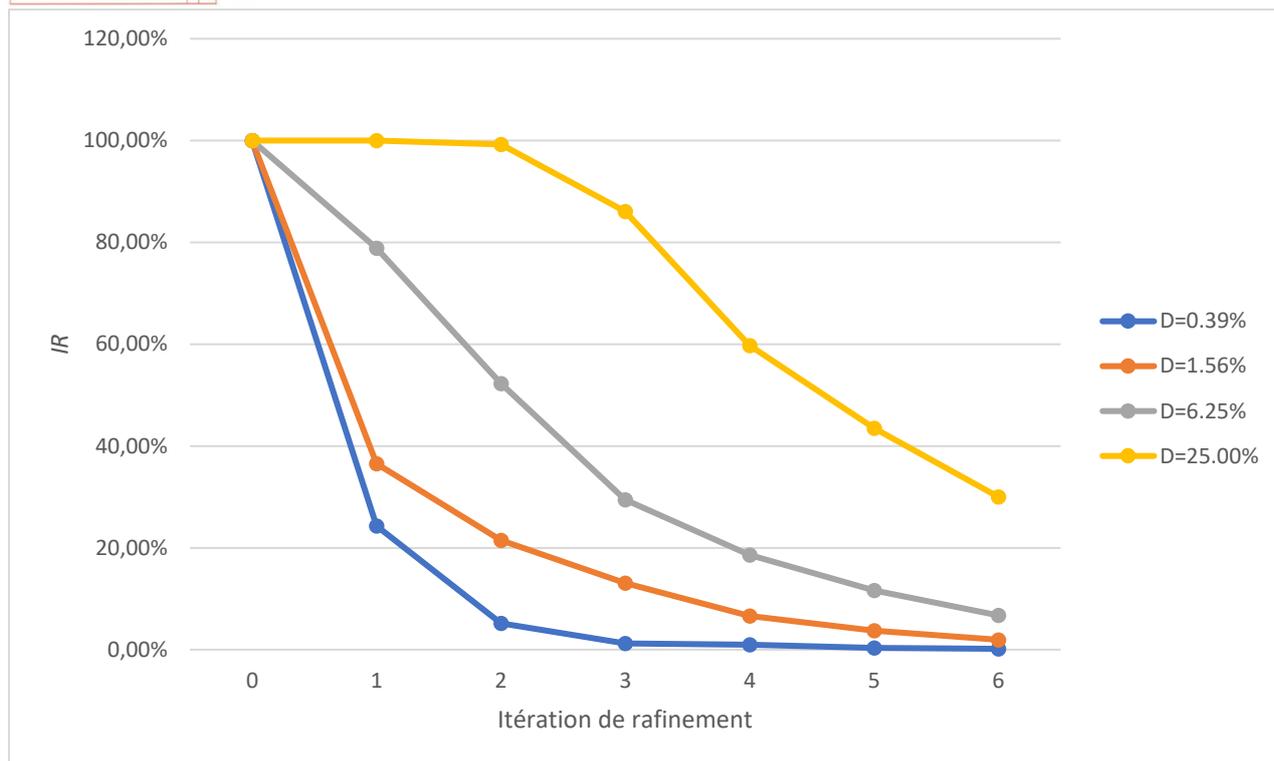


Figure 42 : IR mesuré pour les différentes itérations de raffinement et pour les 4 cas de densité D de sous-organes testés.

En nous appuyant sur les résultats obtenus dans le [Chapitre II - II.1.1](#), nous utilisons l'hypothèse suivante : si l'IR est inférieur à 20 % (optimisation à 80 %), alors l'algorithme est considéré comme fonctionnant dans son état optimal.

Pour le second type de tests, les résultats sont présentés [Figure 42](#). Nous observons que pour les deux premières itérations de raffinement, le test incluant la densité la plus élevée ($D=25\%$) reste à 100% de la BFA (tous les éléments du maillage principal sont dans la zone de chevauchement et doivent être affinés). L'algorithme n'apporte pour ces cas aucun avantage par rapport à la BFA.

Pour le reste, nous observons que l'IR présente toujours une phase de diminution pour atteindre un niveau optimal avec un IR inférieur à 20 % de la BFA. Une fois ce domaine optimal atteint, le gain n'évolue plus de manière sensible, et tend vers une asymptote. Cette limite est atteinte plus rapidement pour les cas de plus faible densité. Cet effet est dû à la diminution de la taille des éléments en fonction du nombre d'itérations. Au fur et à mesure des itérations, seul un sous-ensemble de plus en plus petit nécessite d'être raffiné.

Dans le scénario présenté, trois zones d'évolution de l'IR sont observées :

- La première correspond au domaine optimal. Il est atteint rapidement pour les

faibles densités, et plus tardivement pour les densités plus élevées. Une fois dans cette zone, le gain n'évolue quasiment plus en fonction du nombre d'itérations.

- Le second domaine correspond à la transition entre l'absence de gain (IR =100%) et le domaine optimal. Cette transition est présente pour l'ensemble des cas testés. Sa durée augmente avec la valeur de la densité. En des cas de densité très élevée, la transition s'effectue en 2 à 3 itérations. Ainsi lorsque le logiciel entre dans ce domaine, nous savons que le domaine optimal sera rapidement atteint.
- Le troisième domaine est celui de gain faible voire nul. Ce domaine n'est occupé que par des géométries à fortes densités et un nombre réduit d'itérations. Dans ce domaine-là, l'algorithme ne présente pas d'intérêt face à la BFA.

La Figure 43 présente la distribution des trois domaines (en termes d'étapes minimales de raffinement) en fonction des distributions initiales de densité géométrique.

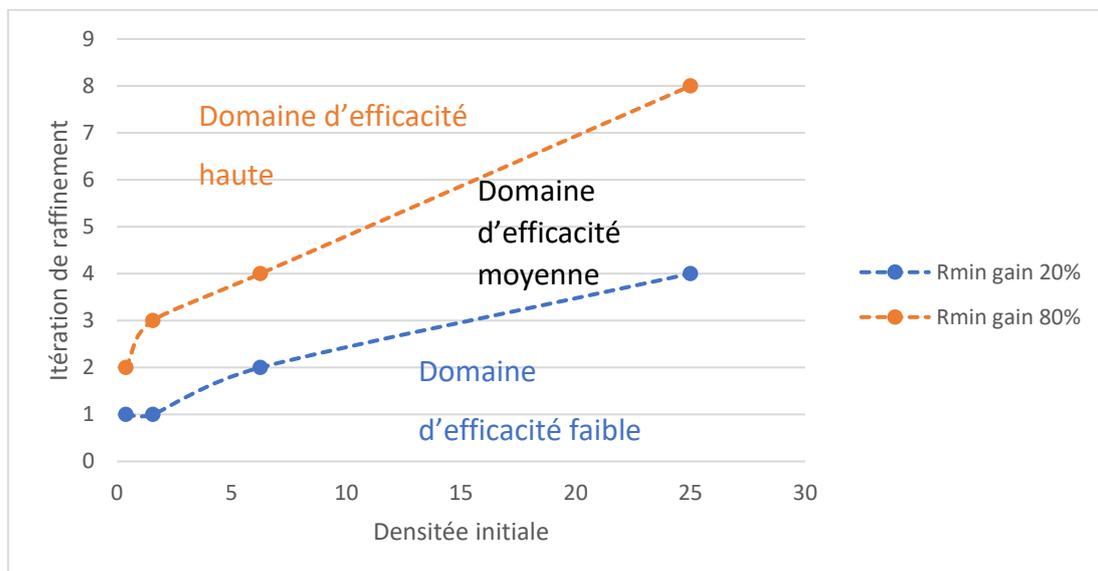


Figure 43 : Définition des domaines d'efficacité pour des étapes de raffinement données en fonction des densités géométriques initiales D

Les trois domaines d'efficacité y sont représentés. Nous constatons que le domaine de fonctionnement optimal est majoritaire pour les cas de faible densité. De plus, le domaine d'efficacité moyenne présente un écart en terme de nombre d'itérations qui varie peu avec la densité. Ainsi, l'algorithme est particulièrement performant pour les éléments isolés et peu

denses. Le domaine optimal reste néanmoins accessible quelles que soient les conditions initiales.

III.1.3 *Validation de l'algorithme en terme de simulations numériques*

Les analyses précédentes ont permis de démontrer les avantages de notre approche comparée à la BFA en terme de précision géométrique et de nombre d'éléments du maillage produit. L'objectif de l'algorithme est cependant également de fournir un gain en terme de temps de calcul. Dans une approche élémentaire, nous pouvons considérer que le temps de calcul est lié au nombre total d'éléments constituant le maillage. Pour confirmer le gain en terme de durée de calcul, nous allons évaluer la durée de simulations numériques effectuées à partir de maillages produits par l'algorithme.

Pour cela, des conditions aux limites et des propriétés mécaniques sont affectées au maillage, pour pouvoir effectuer une simulation numérique. Le temps de calcul est ensuite mesuré et comparé avec celui nécessaire pour une simulation utilisant un maillage produit par la BFA. Les maillages initiaux correspondent au cas avec 4 "sous-organes" inclus dans l'organe principal de la [Figure 40](#). Ce cas permet d'atteindre les trois domaines d'efficacité. Les maillages sont générés avec la BFA et avec notre algorithme et pour 0 à 4 itérations de raffinement ; cela permet de couvrir les différents domaines de fonctionnement de l'algorithme.

Pour chaque géométrie, nous simulons l'effet induit par la force de gravité sur une surface plane. Cela permet de résoudre un problème de contact surface à surface sous l'effet du poids propre du corps. Dans ce cas, le temps d'analyse est fortement lié à la taille et au nombre d'éléments. La [Figure 44](#) présente l'évolution de l'IR, le temps de calcul et l'évolution du nombre d'éléments à chaque itération du raffinement.

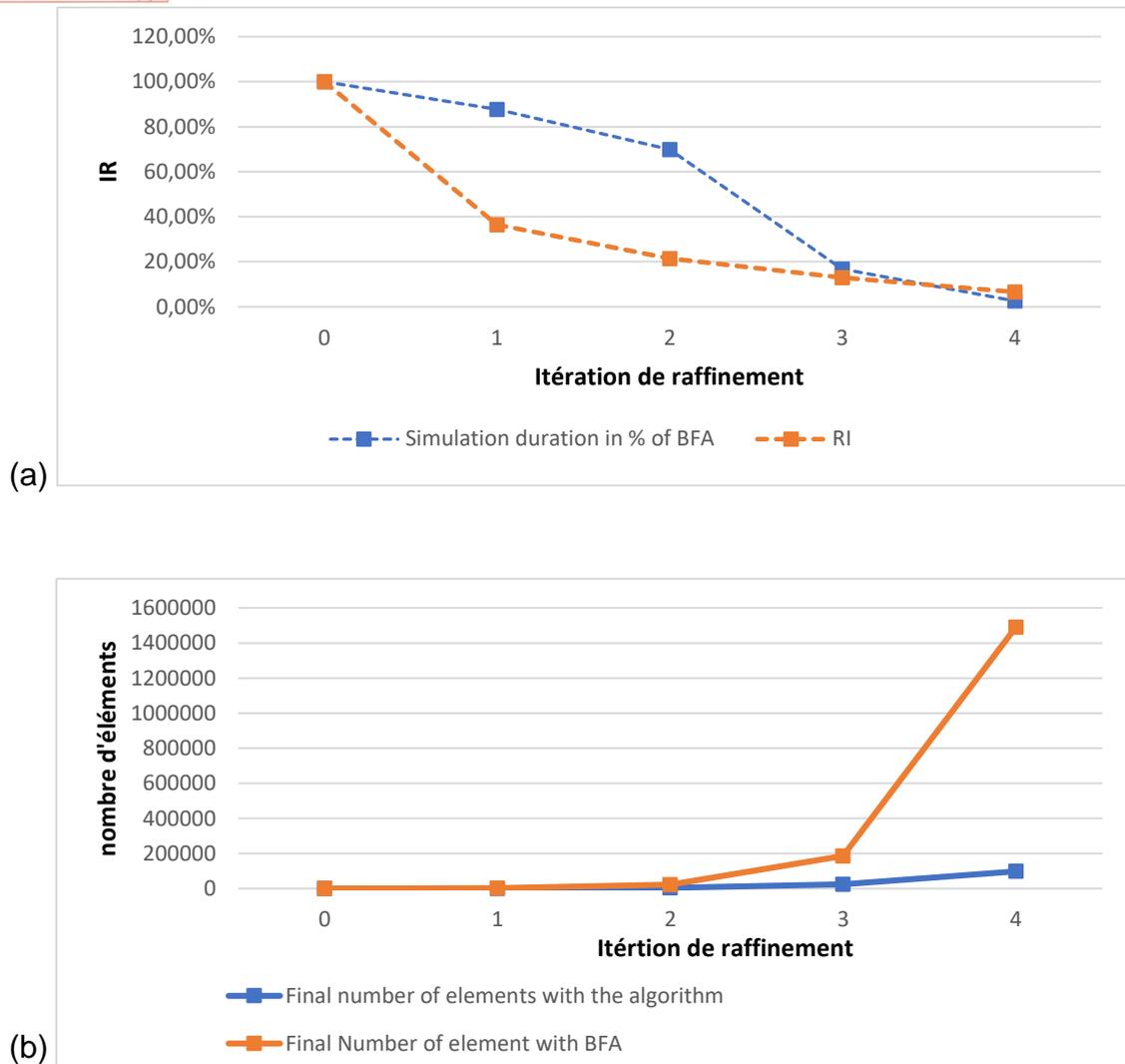


Figure 44 : (a) IR et durée de simulation en fonction du nombre d'itérations de raffinement, (b) nombre total d'éléments du maillage généré par le présent algorithme et avec la BFA.

Nous observons qu'il y a peu d'amélioration concernant la durée de la simulation pour les premières itérations, alors que la valeur de l'IR tombe à environ 20 %. Cela s'explique par le fait que le nombre d'éléments total produit par l'algorithme et la BFA reste proche dans les deux cas. Or, dès que le nombre d'éléments du maillage produit par la BFA augmente, le gain en termes d'éléments économisés évolue pour devenir considérablement plus intéressant. Cela induit une diminution du temps de calcul.

Dans le cas présent, cet écart est visible au niveau du nombre total d'éléments dès l'itération 3 (Figure 44 b). Cela correspond également à l'itération à partir de laquelle le gain en terme de durée de simulation rejoint le domaine d'efficacité maximal de l'IR (Figure 44 a).

Notre algorithme nous permet donc de faire chuter sensiblement les temps de calcul de la résolution numérique en utilisant la méthode des éléments finis. Ce gain peut atteindre 90% de la durée de la simulation lorsque le domaine optimal de l'algorithme est atteint.

Le gain en terme de nombre d'éléments présente une variation non linéaire qui dépend à la fois du maillage d'origine et de la proportion volumique des "sous-organes".

Quelle que soit la situation initiale, notre méthode permet de générer rapidement un maillage optimisé avec des conditions optimales entre les densités de maillage et le rapport de raffinement requis. Les résultats de validation montrent systématiquement une amélioration du temps de calcul numérique et une optimisation en terme d'éléments par rapport à la BFA.

III.2 Application à la vascularisation du foie

III.2.1 Contexte d'application

La réalisation de simulations numériques permettant d'étudier l'effet mécanique de la vascularisation à l'intérieur du foie nécessite des géométries complémentaires. Cela nécessite naturellement une concordance des nœuds au niveau des surfaces d'interaction entre les différentes géométries pour permettre la convergence numérique.

L'algorithme que nous avons développé permet la conception d'un maillage unique, intégrant la vascularisation, tout en respectant sa taille et localisation. Il sera donc adapté à la réalisation de simulations permettant l'interaction entre les structures vasculaires et hépatiques.

Cependant, dans ce cas d'application réel, la complexité structurale de la vascularisation ne permet pas de garantir un fonctionnement optimal de l'algorithme. Les cas standards utilisés précédemment sont en effet géométriquement bien plus simples.

Les géométries des vascularisations sont très complexes [189], [202]. Elles présentent de grandes variations de précision comparées au foie (Figure 45). La densité de la vascularisation varie également sensiblement. Elle est en effet comprise entre 0,8% et 3,3% avec une moyenne à 1,4%.

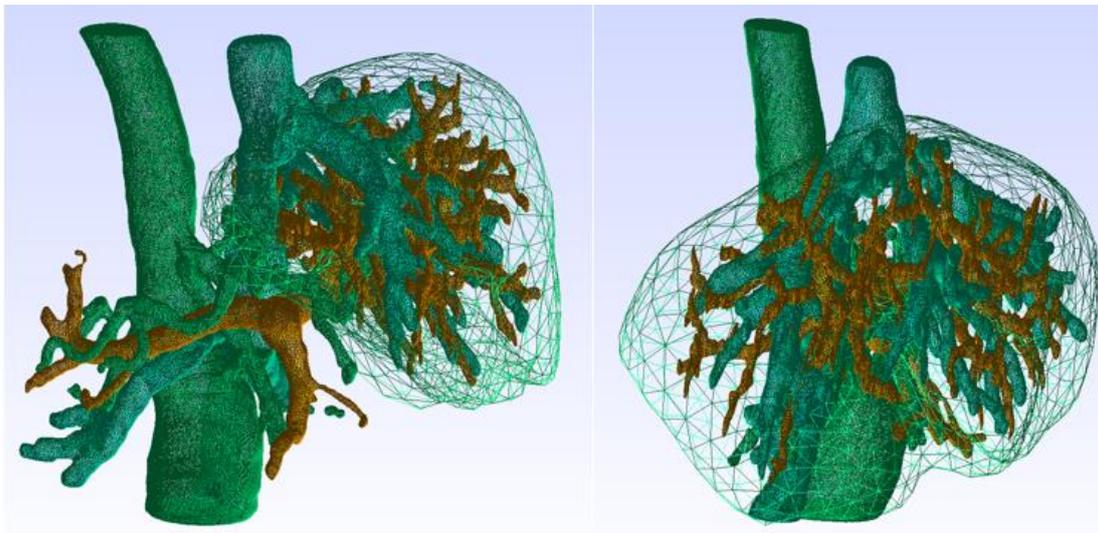


Figure 45 : Exemple de maillages de surface d'un foie et d'une vascularisation obtenus par segmentation d'images scanner de l'IRCAD [203]. Le maillage aux larges mailles correspond au foie, tandis que les maillages denses verts, bleu-vert et bruns correspondent aux vascularisations.

Afin de pouvoir tester l'application de notre algorithme pour le traitement du maillage d'un foie quelconque, nous allons le tester sur un ensemble de cas réels. La méthode est utilisée sur un ensemble de 20 géométries de foies incluant ses trois vascularisations (veine cave, veine porte et artère hépatique), extraits de la base de données publique de l'IRCAD [203].

III.2.2 *Résultats et analyse*

L'application des modèles numériques à la chirurgie entraîne une contrainte de précision importante. En effet, les images simulées servent au guidage des gestes chirurgicaux et à la prise de décision. Leur précision est donc essentielle pour ne pas induire de complications.

Comme le soulignent Selle et al. dans [188], la simulation numérique introduit une erreur. Il est donc essentiel que la géométrie initiale, avant déformation, soit la plus précise possible, pour que l'erreur cumulée après déformation reste petite. Ainsi, ils fixent une erreur maximale de 1mm pour les maillages avant déformation.

Le **Tableau 4** présente les valeurs minimales, maximales et moyennes pour l'IP et l'optimisation du nombre total d'éléments lors de l'application de notre algorithme aux 20 foies extraits de la base de données.

Raffinement	0	1	2	3	4	5
Nbr final d'éléments						
Max	11 404	34 602	149 864	585 278	1 429 097	3 115 036
Moyen	5 617	17 941	78 404	313 523	829 010	1 886 918
Min	4 336	11 906	49 111	183 845	462 270	747 608
IR						
Max (%)	100,00%	56,18%	31,04%	20,58%	5,17%	3,04%
Moyen (%)	100,00%	39,57%	21,68%	11,43%	3,65%	1,18%
Min (%)	100,00%	26,95%	13,90%	6,56%	1,60%	0,326%
Précision en mm						
Max (mm)	7,79	3,85	1,91	0,961	0,49	0,49
Moyen (mm)	6,71	3,32	1,662	0,83	0,46	0,31
Min (mm)	5,41	2,66	1,33	0,67	0,33	0,21
IP						
Max (%)	100,00%	51,37%	25,77%	12,85%	6,48%	6,48%
Moyen (%)	100,00%	49,39%	24,63%	12,39%	6,23%	6,04%
Min (%)	100,00%	48,28%	23,93%	12,10%	6,05%	3,14%

Tableau 4: Résultats de la précision et du gain en termes d'éléments lors de l'application de notre algorithme à un ensemble de 20 foies disponibles à l'IRCAD. Les pourcentages sont toujours calculés en comparaison avec la BFA.

Dans le cas de l'intégration de la vascularisation à la géométrie du foie, l'algorithme permet d'atteindre la précision médicale souhaitée (1mm) en 3 itérations. La **Figure 46** présente les évolutions minimales, maximales et moyennes de l'IR en fonction du nombre d'itérations de raffinement pour les 20 géométries différentes.

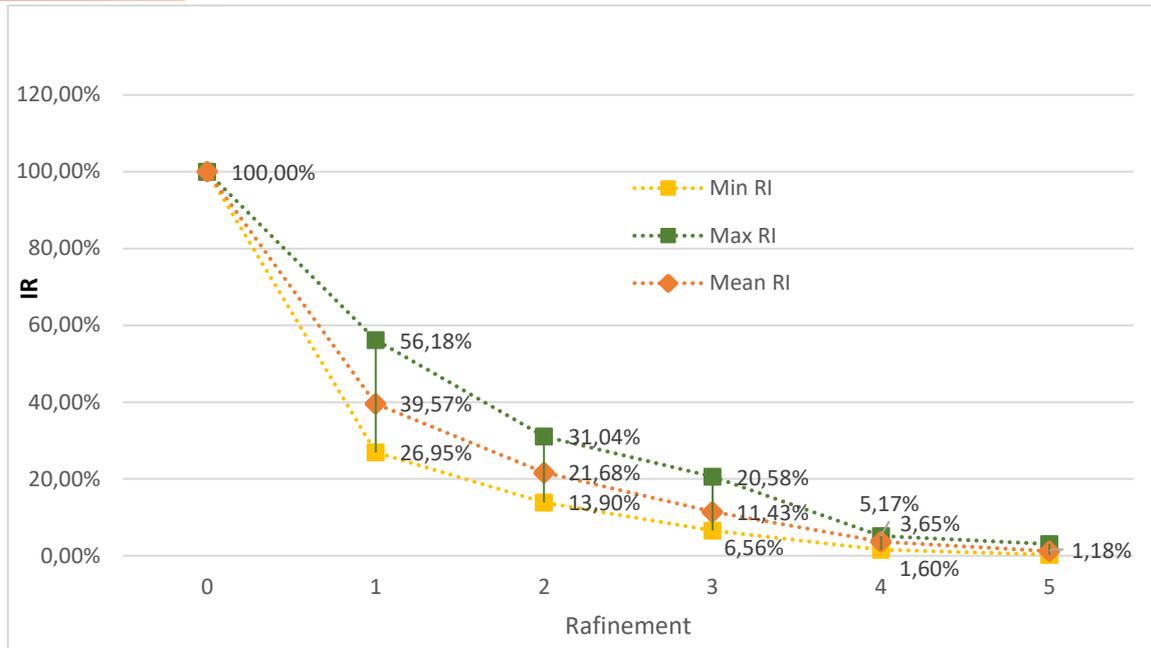


Figure 46 : Variations de l'IR pour l'intégration de la vascularisation dans le foie présentées en fonction du niveau de raffinement (20 géométries différentes).

Les trois courbes atteignent le domaine d'efficacité optimale de l'algorithme (moins de 20% d'éléments de la BFA restants pour une précision médicale souhaitée de 1mm) après seulement 3 itérations de raffinement. Comparés aux résultats concernant les cas standards précédents, nous observons que la distribution de vascularisation correspond à une densité de maillage faible par rapport à celle du foie. L'algorithme permet donc d'obtenir un gain intéressant en terme de nombre d'éléments par rapport à la BFA, et de surcroît indépendamment des géométries de vascularisation initiales.

Cependant, l'augmentation du nombre total d'éléments reste importante (Tableau 4). En effet, bien que l'IR soit intéressant (avec un gain de plus de 80% à l'étape 3), le nombre total d'éléments augmente exponentiellement (pour atteindre un maillage dépassant le million d'éléments à l'étape 4), diminuant de facto l'intérêt concernant les simulations numériques. Ainsi, le niveau de raffinement 3 correspond au cas optimal pour générer un maillage du foie intégrant la vascularisation qui est à la fois précis et léger.

L'application de l'algorithme proposé à des cas réels atteint un fonctionnement optimal pour un petit nombre d'itérations. L'algorithme permet ainsi de construire une géométrie adaptée en terme de précisions et de temps de calcul, à partir des maillages du foie et de la vascularisation construits indépendamment.

IV. *Conclusion et ouverture*

Les maillages sont le support structurel des simulations numériques par éléments finis. D'une part, des éléments trop grands peuvent dégrader la précision des résultats, ou complexifier les conditions de convergence d'interaction entre plusieurs éléments. Mais, d'autre part, la diminution de la taille des éléments du maillage entraîne une augmentation du nombre d'éléments utilisés par la simulation. Cela influence directement la durée et les ressources informatiques nécessaires. Ainsi, un choix inapproprié entre la précision et le nombre d'éléments induit des erreurs ou des temps de convergence importants.

L'étude de l'effet mécanique de la vascularisation sur le foie au travers des simulations numériques requiert un maillage du foie qui contient la géométrie de la vascularisation, ainsi qu'un nombre d'éléments aussi faible que possible. Même si les géométries du foie et de la vascularisation sont à l'échelle macroscopique, la différence de taille entre l'organe complet et sa sous-structure anatomique rend difficile la génération d'un maillage commun permettant de traiter numériquement ces interactions. L'utilisation de la BFA permet d'atteindre une géométrie ayant la précision de la vascularisation pour un maillage dépassant les 5 millions d'éléments, ce qui est trop important pour que le temps de résolution reste faible.

Pour cela nous avons développé un algorithme qui optimise le nombre d'éléments générés tout en garantissant la précision des géométries à fusionner. Il s'appuie sur une application successive de raffinements locaux.

Validé sur des cas de test simples avec des indicateurs prédéfinis, le procédé présente un gain important en terme de nombre d'éléments pour des géométries diffuses. Appliqué à 20 géométries de foies avec leurs vaisseaux hépatiques, l'algorithme crée en trois itérations un maillage simple, ayant la précision géométrique de la vascularisation et un nombre d'éléments réduit. Il permet ainsi de produire un maillage présentant la précision de la BFA, mais avec une moyenne de 300.000 éléments au lieu de 5 millions.

La construction d'un maillage adapté aux simulations en éléments finis pour l'étude de l'effet mécanique de la vascularisation peut ainsi être automatisée. Bien que fastidieuse, la création d'un maillage approprié est essentielle à la réalisation d'analyses numériques. Le présent algorithme permet ainsi de construire un support précis et léger pour les analyses à venir, à partir de géométries de vascularisation et de foie distinctes.

CHAPITRE III

EFFET MÉCANIQUE DES VAISSEAUX SANGUINS

I. Introduction

I.1 Contexte

Rappelons que le foie est un organe complexe constitué de plusieurs parties qui interagissent entre elles. Le flux sanguin provenant du gros intestin par la veine porte traverse la paroi vasculaire pour stocker les nutriments issus de la digestion [204], [205]. Le comportement poreux du tissu hépatique lui permet d'absorber le sang et les nutriments provenant de la veine porte puis de les transmettre via les veines sous-hépatiques vers le tronç principal de la veine cave. Ce mécanisme de filtre se fait en parallèle d'un approvisionnement en sang riche en oxygène provenant de l'artère hépatique correspondant à un tiers de l'apport total du sang dans le foie (Figure 47).

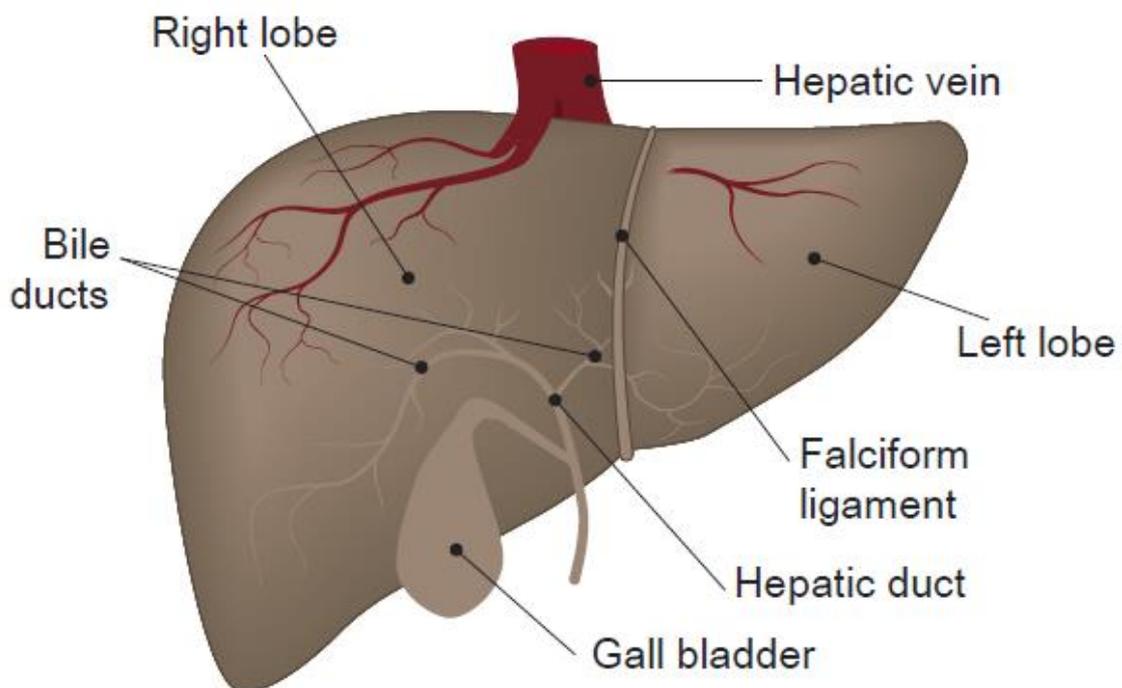


Figure 47 : Anatomie du foie incluant les lobes droit et gauche séparés par le ligament falciforme extrait de [206].

Les modèles numériques du foie développés actuellement [108], [182], [206] pour certaines applications chirurgicales ont pour objectif de permettre une mise à jour en temps réel de la position des nœuds du maillage, soit plus de 25 fois par seconde. Ils s'appuient pour

cela sur des méthodes de simplification [90], [109], [112], [182]. Afin d'obtenir une solution suffisamment rapidement, ils intègrent des propriétés de matériaux homogènes, isotropes et linéaire-élastiques.

Les propriétés mécaniques du tissu hépatique, qui constitue la majeure partie du foie, ont été initialement étudiées par Carter et al. en 2001 [147] via des indentations effectuées au cours d'opérations de chirurgie mini-invasives. Une grande variabilité inter-patients, en fonction de leur santé, de leur âge ou de leur sexe a été rapidement observée. À cela s'ajoute une variabilité intra-patient plus faible, observable pour différentes localisations, profondeurs, et vitesses d'indentation. La modélisation de la viscosité et de l'hyperélasticité du foie (cf. Chapitre III - I.4.2) a permis de simuler numériquement la variation de rigidité observée pour les changements de vitesse et de profondeur d'indentation. Mais la variation des propriétés en fonction de la localisation n'est actuellement pas prise en compte dans les modèles numériques.

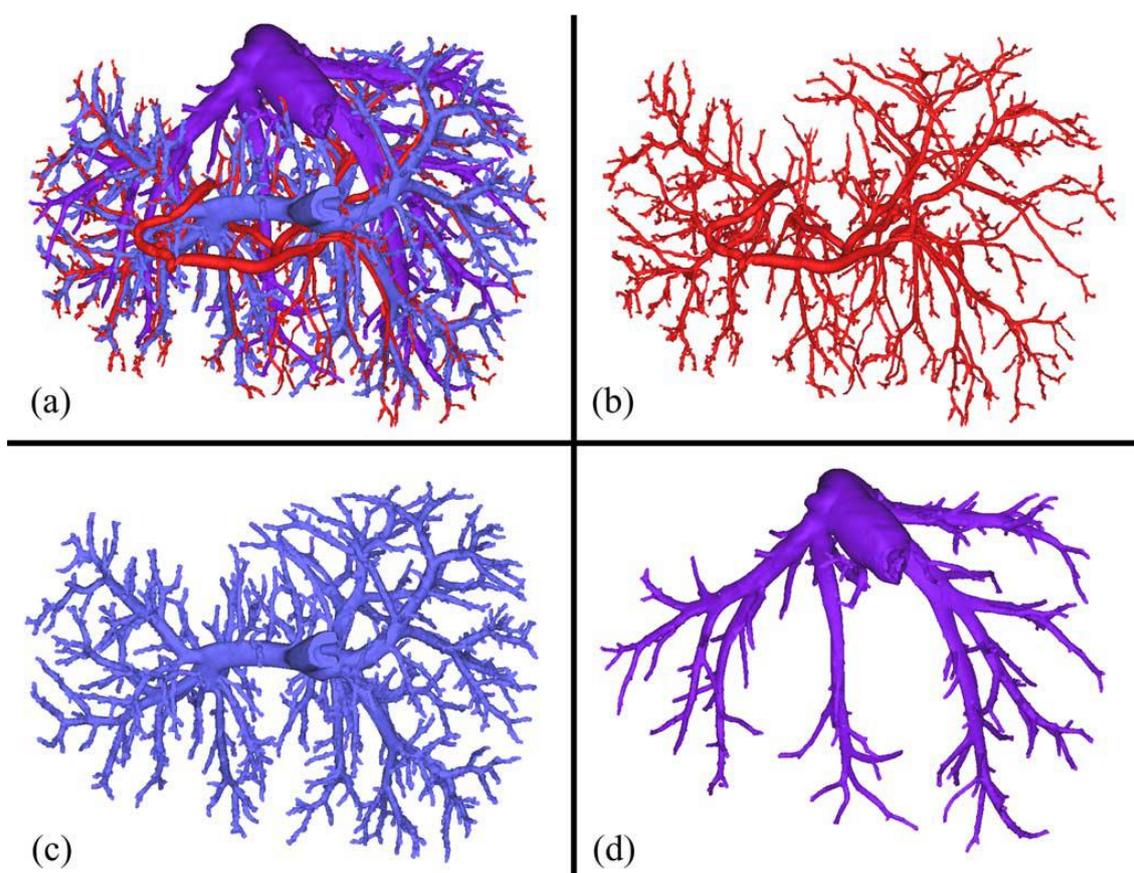


Figure 48 : Reconstructions 3D après une phase de segmentation des trois arbres vasculaires (a) de l'artère hépatique (b), de la veine porte (c) et de la veine cave (d) produites par Debbaut et al. L'image (a) représente tous les vaisseaux sanguins qui permettent d'obtenir le modèle anatomique utilisé dans [176].

Depuis ces premiers travaux, des modèles plus complexes [166] ont été développés pour simuler le comportement du foie, bien qu'ils soient rarement intégrés en tant que tels dans des simulateurs temps-réels en raison de l'augmentation du temps de calcul qu'ils induisent.

La structure hépatique intègre trois vascularisations qui vont d'une échelle macroscopique à une échelle microscopique. La Figure 48 représente les trois arbres vasculaires d'un foie : l'artère hépatique, la veine porte, et les veines hépatiques. Par des divisions successives de l'arbre vasculaire, les rayons des vaisseaux diminuent progressivement. De cette manière, les vaisseaux finissent par atteindre toutes les différentes régions du foie. Lorsque les vaisseaux atteignent des tailles microscopiques, leur effet mécanique devient partie prenante du comportement tissulaire hépatique, ce qui est pris en compte à travers la loi de comportement.

Kerdok et al. [129] abordent l'importance de l'irrigation sanguine dans l'étude mécanique des tissus hépatiques. En effet, le flux interne, tout comme les cellules constitutives du sang, rendent les microcapillaires plus rigides. Comme la densité tissulaire de ces derniers est très importante, ils influencent la rigidité globale et donc le comportement mécanique du tissu hépatique. De plus, comme l'apport en sang est principalement veineux, il présente une variation faible et la quantité de sang entrant et sortant de l'organe dans un intervalle de temps donné est identique. Ainsi, le fluide dans l'organe peut être considéré dans un état stationnaire. Ainsi, les tests in-vivo de caractérisation des tissus intègrent directement la rigidité induite par le sang.

Pour pouvoir effectuer une telle homogénéisation, c'est-à-dire pour prendre en compte une hétérogénéité par ses effets à une échelle plus macroscopique, il est nécessaire que l'élément source de l'hétérogénéité soit suffisamment petit pour être inclus dans l'élément considéré. Seul l'effet des micro-vasseaux est pris naturellement en compte dans la loi de comportement mécanique. L'effet des vaisseaux macroscopiques reste quant à lui inconnu, et des études spécifiques doivent être menées pour déterminer leur effet sur le comportement mécanique global du foie.

Umale et al [133] ont mené la première étude permettant de déterminer l'effet de l'hétérogénéité induit par les veines hépatiques. Ils effectuent des tests de tractions uni-axiales sur les parois de vaisseaux sanguins pour en extraire leurs propriétés mécaniques. Ils obtiennent des modules d'élasticité de $0,62 \pm 0,41$ MPa, tandis que ceux mesurés par L.

Huwart et al. [144] se situent entre $2,24 \pm 0,23$ kPa pour les foies sains et $4,68 \pm 1,61$ kPa pour des foies cirrhotés in-vivo.

Cet écart de rigidité entre les parois des vaisseaux sanguins et le tissu hépatique est confirmé par Chatelin et al. [142] qui effectuent des mesures in vivo et non invasives par élastographie transitoire. Ils confirment l'existence d'une hétérogénéité tissulaire forte au sein de l'organe à l'échelle macroscopique, dont l'effet mécanique sur la rigidité d'ensemble reste inconnu.

1.2 Analyse de l'effet mécanique des structures hépatiques

Afin d'identifier l'effet mécanique exact de ces hétérogénéités, nous réalisons ici plusieurs études sur un modèle numérique de foie humain. Le maillage nécessaire à la création du modèle éléments finis (FE) correspond au foie 02 de la base de données publique de l'IRCAD [203] représenté avec son environnement (pancréas, veine cave, veine porte, tumeur, peau) dans la Figure 49. La géométrie utilisée est obtenue à partir de la segmentation d'une image scanner 3D d'un patient à l'aide des algorithmes semi-automatiques développés par Soler et al. [207]. Ces algorithmes permettent de construire des maillages indépendants des structures hépatiques et veineuses. Celles-ci sont réunies dans un unique maillage à l'aide de l'algorithme de fusion développé au Chapitre II. Le résultat final permet un calcul de simulations fluides-structures.

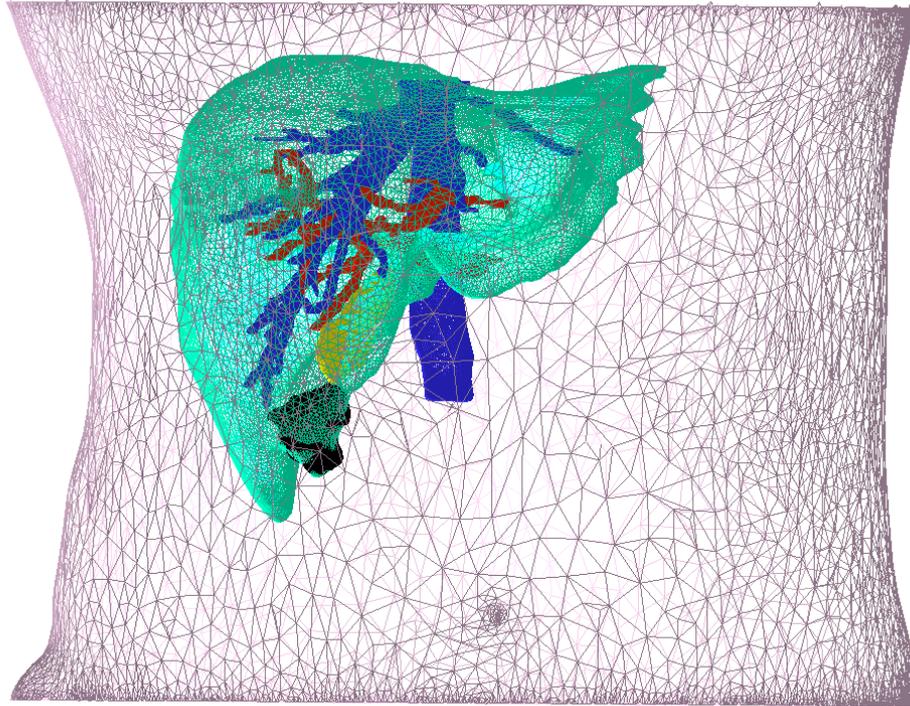


Figure 49: Illustration anatomique du foie et de son environnement, servant de référence pour les études à venir

Afin de déterminer l'effet macroscopique de la vascularisation, nous allons intégrer celle-ci dans le modèle numérique du foie. La prise en compte de la paroi vasculaire en plus du fluide à l'intérieur complexifie la constitution du modèle. En effet, la paroi est une structure anisotrope, dont l'épaisseur et les propriétés mécaniques varient. Nous ne disposons pas aujourd'hui des informations physiologiques nécessaires à sa modélisation complète. Les études suivantes se placeront donc dans l'une des deux hypothèses suivantes :

- La paroi vasculaire est la source principale de la rigidité induite par le système vasculaire. Dans ce cas, les vaisseaux sanguins sont simulés comme une structure de section pleine de propriété équivalente à la paroi de la vascularisation. Ces conditions forment une borne supérieure de la rigidité que peut induire la vascularisation.
- L'épaisseur de la paroi vasculaire est faible, et la pression interne du fluide s'applique sur le tissu hépatique. Numériquement, nous simulerons ce cas par une paroi d'épaisseur nulle. Cela maximise l'effet de la pression veineuse sur le tissu hépatique, et à nouveau fournit une autre borne supérieure, plus fine, liée à l'effet de l'écoulement sanguin.

Nous allons premièrement traiter la vascularisation comme une structure de section pleine de rigidité égale à celle des parois. Nous étudierons la réponse numérique du modèle structure résultant lorsque soumis à des indentations. Les courbes force-déplacement extraites en pointes d'indenteurs seront comparées à des courbes issues d'expérimentations de la littérature [135]. Dans un second temps, une étude de modélisation du fluide sanguin nous permettra d'affiner les informations obtenues par l'étude de structure.

II. *Modèle de vascularisation en section pleine*

Alors que la microvascularisation est directement intégrée dans les propriétés matériaux des tissus, l'effet mécanique de la vascularisation macroscopique reste inconnu et par conséquent jusqu'à présent négligé. Différents éléments contribuent à la rigidité de la vascularisation, comme sa paroi et la pression interne. Nous allons ici modéliser les vascularisations comme un matériau homogène isotrope de rigidité égale à celle de la vascularisation. Cette hypothèse numérique correspond à une borne supérieure de l'effet mécanique de la vascularisation sur la structure hépatique.

Ce modèle est utilisé pour simuler des essais numériques d'indentation dont les résultats sont comparés à des mesures réelles effectuées dans des conditions similaires. La variation de réponse mécanique en fonction de la localisation du test, et la répartition de contraintes sur la structure vasculaire, permettent d'obtenir une première indication quant à l'effet de l'hétérogénéité induit par les vaisseaux sanguins sur la réponse mécanique de l'ensemble de l'organe.

II.1 Construction du modèle

II.1.1 *Principes d'études d'hétérogénéités*

De nombreuses méthodes d'intégration d'hétérogénéités dans les propriétés mécaniques par homogénéisation reposent sur une intégration statistique [208]–[212] ou sur l'étude exacte de l'effet de l'inclusion [213], [214]. On ne parlera pas ici des méthodes asymptotiques, très largement étudiées en France notamment, mais qui sortent du cadre de cette thèse [215]–[217].

Les approches statistiques nécessitent des structures denses et de taille suffisamment petites, pour que les tests de caractérisation fournissent des propriétés mécaniques intégrant les hétérogénéités. Elles sont très adaptées pour l'étude des capillaires dans le tissu hépatique. Cependant, les vaisseaux macroscopiques sont trop imposants et pas assez denses pour être traités de cette manière.

La seconde approche consiste à décrire mathématiquement l'effet exact d'une unique inclusion, plutôt que d'observer la résultante d'un grand nombre d'hétérogénéités. Elle nécessite une description précise de l'hétérogénéité et atteint ses limites pour des structures présentant des géométries complexes, et par conséquent difficiles à modéliser. Cela est

typiquement le cas des vascularisations.

Les différentes approches d'intégration du comportement microstructural dans une réponse macroscopique présentent parfois certaines limites et sont souvent très complexes [218]–[221]. On se contentera ici d'une approche simple. En effet, l'objectif final d'intégration d'un outil de précision au sein d'un dispositif temps-réel pour la chirurgie ne permet pas d'inclure des approches trop sophistiquées. En outre, les connaissances disponibles sur cette question laissent penser que les effets de cette hétérogénéité restent probablement limités.

II.1.2 *Constitution du modèle*

La construction de ce modèle numérique est réalisée en deux étapes successives : premièrement, la géométrie est extraite des données d'imagerie du patient (IRM ou scanner). Les géométries de la vascularisation et du foie sont traitées par le logiciel de fusion des maillages du [Chapitre II](#).

Cela permet de constituer une géométrie unique, avec une interaction structurelle entre la vascularisation et le tissu hépatique. Celle-ci est constituée de 31 201 nœuds reliés en 185 485 tétraèdres. Elle permet de décrire la vascularisation à une précision de l'ordre du millimètre (cf. [Chapitre II -III.2.2](#)) tout en économisant près 2 641 779 éléments par rapport à d'autres approches classiques.

Étant donné que nous cherchons une borne supérieure pour l'effet mécanique de la vascularisation, nous utiliserons des éléments volumiques tétraédriques linéaires. Des éléments quadratiques ou cubiques offriraient une précision bien plus importante en terme de champ de répartition des contraintes. Cependant, au vu des hypothèses simplificatrices du modèle, la précision introduite par ces types d'éléments serait négligeable devant les autres hypothèses du modèle. Des éléments plus complexes entraîneraient une augmentation considérable du temps et des ressources de calcul, sans apporter un gain valorisable aux résultats.

Les vaisseaux sanguins sont dans un premier temps simulés de section pleine ayant des propriétés équivalentes à leur paroi. La géométrie construite permet cette interaction, étant donné que la vascularisation et le tissu hépatique sont intégrés dans une même géométrie. Les propriétés mécaniques sont affectées aux éléments en fonction de leur position dans la structure macroscopique. Nous avons développé un algorithme, interfacé au solveur

numérique commercial Abaqus[®], qui permet l'identification d'un élément en fonction de sa localisation et l'allocation de propriétés mécaniques spécifiques.

De nombreuses études ont permis d'identifier les paramètres de lois de comportement linéaires comme hyperélastiques pour le tissu hépatique [135], [129], [112], [142], [217], [206]. À nouveau, dans l'optique de la recherche d'une borne supérieure, nous ferons ici l'approximation de l'utilisation d'un modèle linéaire élastique pour les différentes propriétés mécaniques mises en jeu. Nous utiliserons donc ici un module d'Young de 3 kPa pour le foie, de 0,62 MPa pour les vaisseaux et un coefficient de Poisson de 0,49 [137].

Le modèle numérique du foie constitué est ensuite soumis à des indentations numériques. Le calcul des déformations, ainsi que la constitution numérique des courbes force-déplacement est fait à l'aide du code commercial Abaqus[®]. Les résultats ainsi obtenus peuvent donc être reproduits à partir des géométries initiales. Nous détaillerons dans la suite les différents choix liés à la méthode d'indentation (technique, forme d'indenteur, contact, ...).

II.2 Conditions numériques de l'indentation

II.2.1 Généralités sur la technique d'indentation

La technique d'indentation est très courante pour analyser les comportements mécaniques des tissus mous [152], [135], [147], [222], [164]. Elle peut donc servir à une base de référence à partir des résultats issus de la littérature.

Cependant, ce ne sont pas des essais intrinsèques, ils mélangent les propriétés des matériaux testés avec des données de structures (géométrie, application des efforts). Les résultats de simulations d'indentations sont dépendants de la profondeur d'indentation, de sa vitesse, de la forme de l'indenteur et du maillage. Par conséquent, ces différents éléments doivent être fixés de manière à ce que les grandeurs simulées puissent être comparées entre elles ainsi qu'avec des valeurs obtenues lors de manipulations réelles ou d'autres simulations.

De plus, l'évaluation des efforts sur l'indenteur fournit une information sur les efforts intérieurs qui règnent au sein du tissu. Il convient donc de bien définir la nature du contact entre l'outil de test et le tissu. En effet, la connaissance de la surface de contact, l'angle d'indentation et la nature du contact sont autant d'éléments qui peuvent modifier la mesure effectuée par l'indenteur.

II.2.2 *Forme de l'indenteur utilisé*

Afin de fixer les conditions aux limites, une première approche consiste à réaliser une compression entre plateaux de surface supérieure à celle de l'élément indenté [157], [148], [223]. Malheureusement, cette approche fournit une donnée unique lié au comportement global de l'organe, et n'est donc pas adapté pour étudier la variation locale de rigidité du foie.

En ce qui concerne les indenteurs plus petits, beaucoup de géométries existent (sphères, pyramide, cône, ...). La Figure 50 représente les résultats d'indentations numériques menées par Ahn et Kim [151] pour deux formats d'indenteur différents.

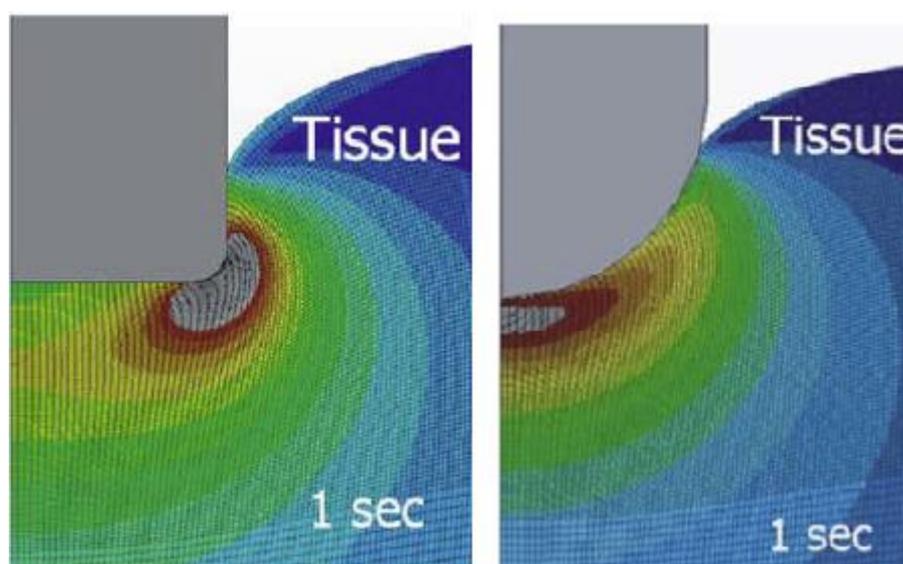


Figure 50 : Influence de la forme de l'indenteur sur un tissu, extrait des résultats d'Ahn et Kim [151].

Bien que les indenteurs plats offrent une surface de contact initialement constante, ils créent des effets de bords importants dus à l'angle de contact lié à leur géométrie (cf. Figure 50). Pour des indentations en grandes déformations, le tissu qui recouvre les bords de l'indenteur génèrent des forces de frottement supplémentaires proportionnelles à la hauteur de débordement [224].

Ces forces sont difficiles à évaluer car elles dépendent d'un très grand nombre de facteurs, comme les propriétés matériaux ou la vitesse d'indentation.

Pour l'indenteur semi-sphérique, l'évolution de la taille de la zone d'interaction dépend des propriétés matériaux, mais également de la vitesse et de la profondeur d'indentation. À nouveau, le bilan des forces est complexe. La géométrie ne présente pas de discontinuité,

contrairement à l'angle présent au bord de l'indenteur plat, mais la surface de contact varie. Nous utiliserons ici un indenteur semi-sphérique pour l'ensemble des analyses à venir, indépendamment des avantages et inconvénients de chaque géométrie, aucune n'étant parfaite.

Comme les indenteurs sphériques et hémisphériques sont fréquemment utilisés, la littérature est riche de méthodes de détermination des profondeurs d'indentation, de la surface de contact et des déformations induites sur le tissu mou.

II.2.3 *Modélisation du contact*

L'indenteur est modélisé par un milieu indéformable. Ce choix conduit à considérer l'indenteur comme une surface rigide. Le maillage de l'indenteur peut être adapté pour coïncider avec la zone indentée. Cela permet de faciliter la convergence numérique, et permet d'obtenir une plus grande précision des résultats et une réduction de l'erreur due aux géométries. Ces choix mènent à un calcul plus simple de la force d'indentation et à la construction numérique de la courbe force-déplacement.

Parmi les modélisations du frottement entre deux corps (Coulomb, Tresca, frottement fluide du type lubrification), nous choisirons ici un modèle de Tresca décrit par :

$$\tau = \bar{m} k$$

Avec

- τ : la contrainte de cisaillement à la surface
- k : la limite de rupture au cisaillement du matériau
- \bar{m} : un paramètre compris en 0 et 1, la valeur 1 correspondant au contact collant.

Ce choix est une approximation de la réalité bien sûr, puisqu'un glissement existe bien lors d'un essai réel [225], [226]. Cependant, compte tenu des hypothèses fortes choisies pour les propriétés des veines (section pleine), afin de rester dans l'évaluation d'une borne supérieure, cette hypothèse reste satisfaisante.

II.3 Résultats d'indentations

II.3.1 *Comparaison entre tests expérimentaux et numériques*

Les résultats des tests d'indentation simulés sont comparés avec les seules données de la littérature obtenues pour des cas réels dans des conditions similaires, Samur et al. [135]. La

Figure 51 représente la comparaison de ces résultats expérimentaux et simulés.

Les données expérimentales [135], représentées en bleu dans la Figure 51 a, ont été obtenues sur le foie de trois cochons. Les auteurs ont enregistré d'une part la force d'indentation, et d'autre part le déplacement à la pointe de l'indenteur, sans toutefois connaître la distribution de la vascularisation.

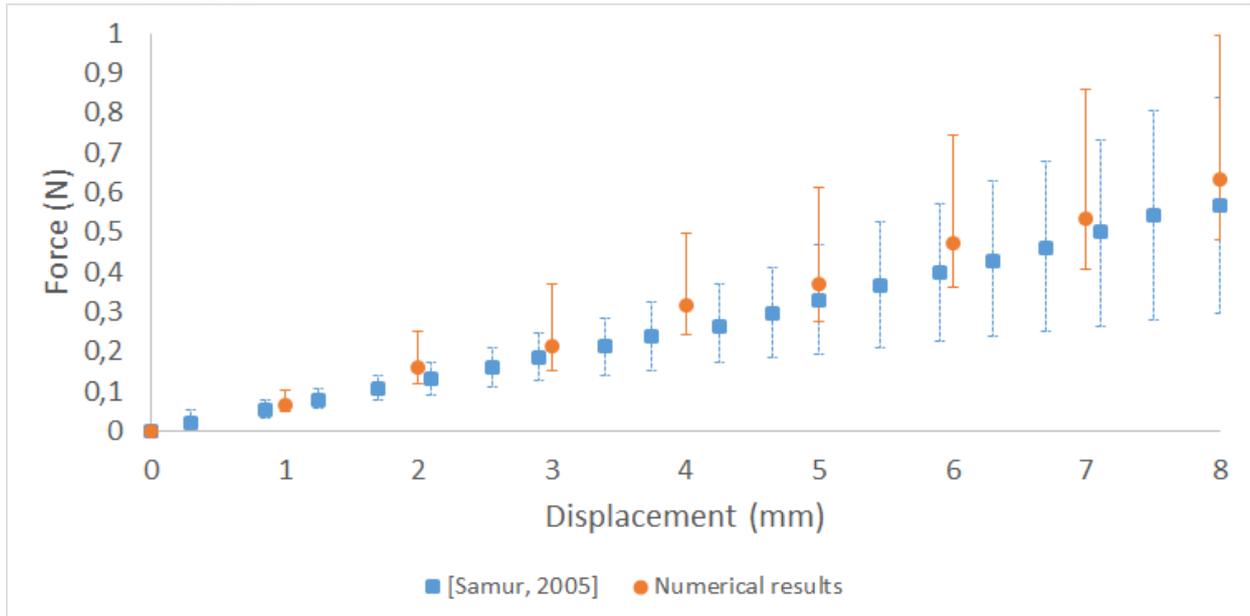
Afin de permettre la comparaison avec ces données réelles, des simulations numériques ont été effectuées sur un modèle de foie pour des vitesses et profondeurs d'indentation équivalentes, et à différentes positions. Les variations de la rigidité à l'échelle macroscopique, en fonction de la distribution de la vascularisation, peuvent ainsi être observées et comparées aux données expérimentales de Samur et al. [135].

Dans la Figure 51 a, les points orange correspondent aux valeurs moyennes d'indentations simulées. Les barres ne correspondent pas à l'erreur de mesure, mais bien à l'écart des valeurs observées pour une même profondeur d'indentation en fonction de la localisation sur le foie.

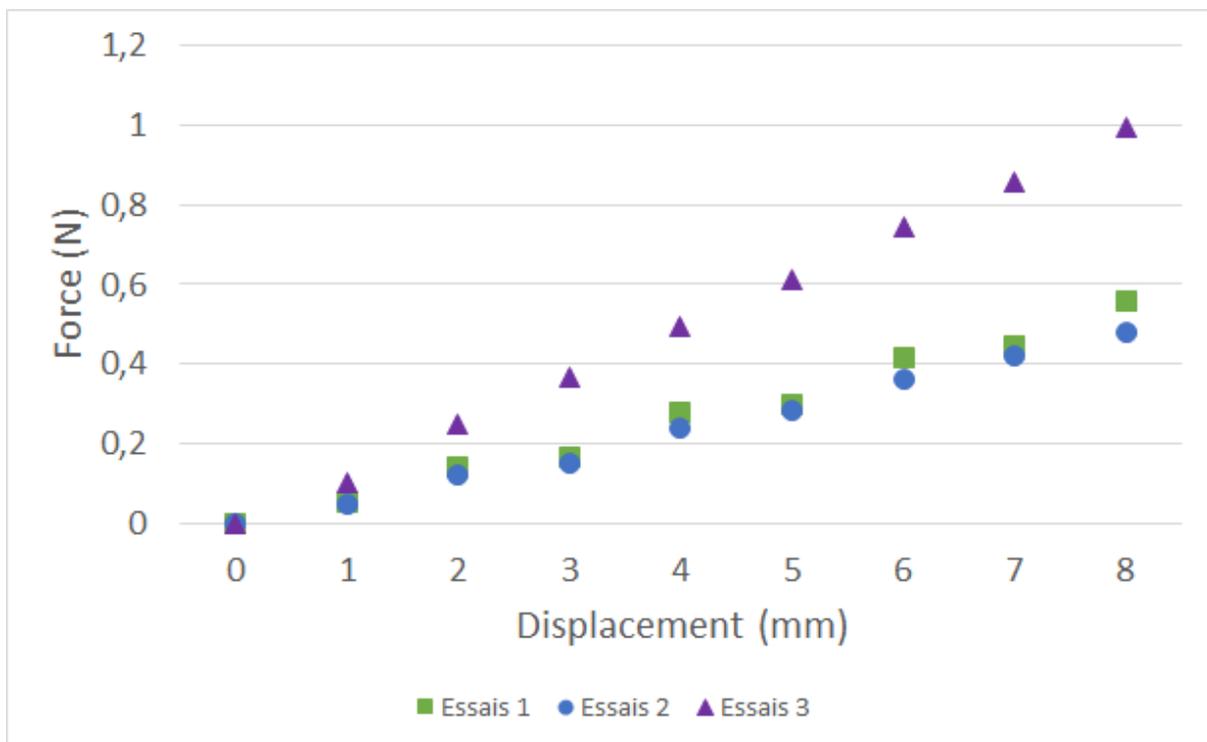
Nous observons que les deux courbes moyennes, numériques et expérimentales de la Figure 51 a, présentent non seulement des variations identiques, mais aussi des valeurs proches. L'écart de moyennes de forces est inférieur à 5% pour l'ensemble de la courbe.

Les plages des forces mesurées et simulées, représentées par les barres verticales, sont également proches, et présentent une variation similaire. La valeur haute de ces barres correspond au maximum de rigidité mesurée sur le foie. Ce maximum est bien plus important pour la simulation numérique que pour les données expérimentales. Ces valeurs correspondent à l'indentation localisée proche du tronc principal de la veine cave.

La courbe force-déplacement de cette indentation spécifique, proche du tronc principal de la veine cave, est visible sur la Figure 51 b en triangle violet. Les deux autres courbes de cette figure correspondent à des indentations sur le parenchyme. On y retrouve l'écart important entre le maximum de force obtenue proche du tronc principal de la veine cave, et la valeur moyenne du reste du parenchyme.



(a) Comparaison de résultats numériques et expérimentaux – le symbole central représente la valeur moyenne et les barres verticales la plage de valeurs observées pour une profondeur d’indentation donnée. Les carrés bleu sont issus des travaux de Samur et al. [135], alors que les cercles orange correspondent à nos résultats numériques.



(b) Courbes force-déplacement obtenues numériquement en pointe d’indenteur sur un foie pour différentes localisations.

Figure 51 : Comparaisons de courbes force-déplacement issues d’indentations expérimentales et numériques.

Les résultats numériques sont en accord avec les données expérimentales. Cela confirme que les effets mécaniques dus aux différences de propriétés mécaniques et de distributions de la vascularisation sont bien intégrés dans le modèle numérique.

Les résultats expérimentaux montrent une augmentation de la taille de la plage de valeurs de force pour une profondeur d'indentation donnée. En effet, sans connaissance à priori de la distribution vasculaire, les indentations réelles effectuées ne ciblent pas des conditions vasculaires particulières. Elles représentent par conséquent des résultats statistiques. En revanche, les indentations numériques sont ciblées pour analyser les réponses mécaniques en fonction de la distribution. Ainsi, nous avons choisi de localiser une grande proportion d'indentations numériques dans des zones présentant des vascularisations importantes (Figure 51 b). Cela décale la borne supérieure de la plage du modèle numérique vers des valeurs plus élevées de force pour une même profondeur d'indentation (Figure 51 a).

Malgré des hypothèses fortes effectuées dans ce modèle numérique, la majorité des indentations conduites sur le parenchyme produisent des courbes moyennes identiques, indépendantes de la vascularisation. Celles-ci reflètent uniquement la structure hépatique. Nous en déduisons que la majeure partie de la macro-vascularisation présente dans le parenchyme est trop petite et trop profonde pour avoir un effet significatif sur le modèle macroscopique. Elle peut donc être négligée. Il n'en va toutefois pas de même pour le tronc principal de la veine cave, qui présente une rigidité supérieure bien observable.

II.3.2 *Analyse des efforts exercés sur la vascularisation*

Les résultats précédents se focalisent sur les courbes force-déplacement observées en périphérie du foie. Celles-ci sont certes représentatives de l'expérience du chirurgien touchant le foie avec son outil, mais ne préjugent pas des déformations et contraintes internes. Or, pour représenter les vaisseaux sanguins en Réalité-Augmentée et en conditions peropératoires, il est nécessaire que le champ de contraintes interne sur la paroi vasculaire soit également connu. L'information de surface est donc insuffisante, et nous analyserons dans ce qui suit la réponse mécanique interne du modèle numérique.

Bien que la contrainte de Von Mises ne représente que partiellement les efforts intérieurs dans une structure complexe comme celle de la paroi vasculaire, nous avons choisi de la représenter [Figure 52](#), compte tenu du modèle homogène isotrope très simplifié qui est utilisé ici. En effet, nous rappelons que cette analyse ne reste valable que dans la recherche d'une borne supérieure des effets de l'hétérogénéité sur le comportement moyen.

On observe les contraintes induites par les indentations dans le système vasculaire. Les deux cas représentés dans la [Figure 52](#) correspondent à des foies différents avec des densités de répartition vasculaire différentes.

Pour chacun d'eux, l'indentation a lieu sur le parenchyme. Nous observons une répartition de contraintes d'intensité similaire entre les deux cas. La contrainte de Von Mises atteint l'ordre de 1 kPa, et reste localisée à l'extrémité des capillaires. Celle-ci ne présente pas d'intensité spécifique au regard du tissu hépatique avoisinant.

Pour chaque distribution de vascularisation, un zoom est effectué sur les parties présentant une concentration de contraintes. Pour chacune d'entre elles, nous observons que les embranchements vasculaires limitent fortement la propagation de la contrainte le long de l'arbre vasculaire. Ainsi, malgré les nombreuses hypothèses, la géométrie influence la répartition de contraintes. Cependant, cela reste à une échelle suffisamment faible pour être négligé dans l'optique de la constitution d'un modèle chirurgical.

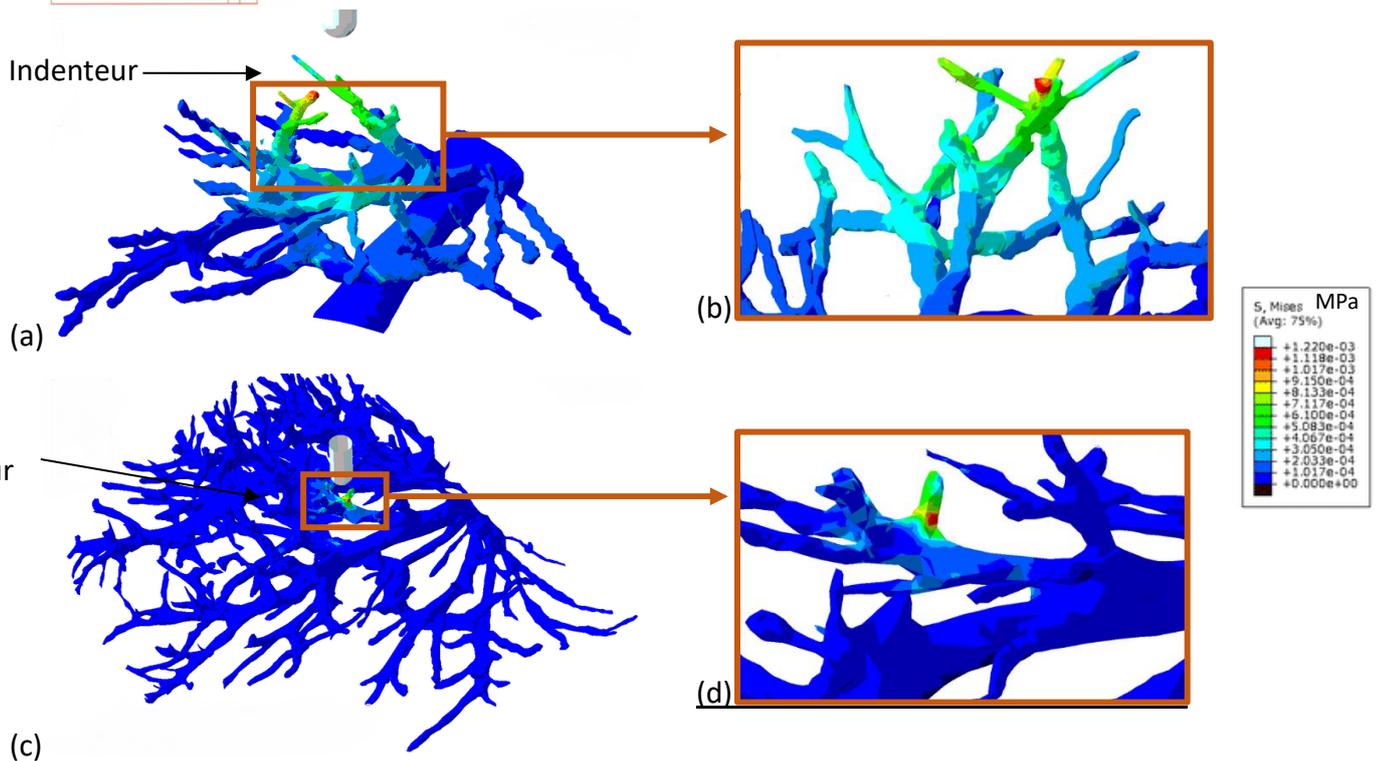


Figure 52 : Répartition de la contrainte de Von Mises sur la structure de la vascularisation lors d'indentations à différentes localisations. L'indentation est réalisée numériquement sur l'ensemble du foie et seule la vascularisation est affichée pour mettre en évidence les variations de contraintes sur la vascularisation.

(a) et (b), les indentations sont conduites sur un foie avec une vascularisation classique.

(c) et (d) les indentations sont conduites sur un foie avec une vascularisation particulièrement dense.

(b), (d) sont les zooms respectifs des (a), (c).

Cette première analyse de la répartition de contraintes montre que, bien que les plus petits vaisseaux créent une hétérogénéité dans le parenchyme, ils sont trop profonds et la contrainte à laquelle ils sont soumis est trop faible pour induire une forte variation de comportement mécanique macroscopique. Les conditions de ces analyses numériques correspondent à une borne extrême de la rigidité des vascularisations. Malgré cela, la concentration de contraintes au niveau des vaisseaux macroscopiques, hors tronc principal de la veine cave, reste négligeable.

II.3.3 Conclusion

Les simulations et résultats précédents ont été obtenus avec des hypothèses fortes qui nous placent dans la maximisation des effets des vascularisations.

Malgré cela, les essais d'indentations ont mis en évidence une faible influence de la distribution des capillaires ainsi que de la localisation de l'indentation, en dehors des zones proches des entrées dans le foie des vascularisations importantes. En effet, dans ce cas-là, la majeure partie de la déformation est concentrée dans le tissu hépatique homogène, la vascularisation étant trop profonde pour induire un effet mécanique suffisamment important pour être observable grâce à l'indenteur.

Cependant, le tronc principal de la veine cave affecte mécaniquement la structure macroscopique du foie, ce qui est visible sur les courbes force-déplacement correspondant à des indentations effectuées dans son voisinage. Les courbes de force-déplacement issues des indentations ainsi que le champ de répartition des contraintes présentent une variation importante par rapport à la réponse tissulaire moyenne comme illustrée à la [Figure 52 \(e\)](#). La taille importante du tronc ainsi que sa faible profondeur à l'intérieur de l'organe donnent un poids important à sa rigidité dans la résolution de l'effet mécanique macroscopique. Cela conduit par conséquent à une variation de répartition et d'amplitude des contraintes à l'intérieur du modèle hépatique.

Les capillaires profonds sont donc mécaniquement quasi-invisibles pour des indentations surfaciques, alors que le tronc principal de la veine cave ne peut pas être négligé.

Les hypothèses de constitution de ce modèle, en particulier la modélisation de la vascularisation comme une section pleine de rigidité équivalente à la paroi, ne sont pas réalistes. Elles ont toutefois permis de montrer l'effet négligeable des vaisseaux sanguins autres que les très grosses structures comme la veine cave. Ces hypothèses sont trop grossières pour détailler l'effet exact de ces grosses structures.

Pour ce faire, nous allons changer l'hypothèse pour considérer les parois vasculaires comme infiniment fines, et analyser l'effet de l'écoulement sanguin sur la structure macroscopique du foie.

III. *Modèle de l'écoulement sanguin dans la vascularisation*

III.1 Introduction

L'étude numérique initiale a montré un fort effet mécanique du tronc vasculaire principal ainsi que des premiers niveaux d'embranchements sur le comportement macroscopique de l'organe. Il s'agit cependant d'une borne supérieure obtenue dans l'hypothèse d'extrême rigidité des parois vasculaires.

Afin d'obtenir une information plus fine, nous allons maintenant traiter les parois vasculaires comme infiniment fines. Dans ce cas, la rigidité des vaisseaux est due au flux sanguin interne. Nous allons donc calculer le champ de pression exercé sur les parois vasculaires grâce à une simulation des écoulements complexes à l'intérieur de la double vascularisation principale du foie.

Rappelons que le flux sanguin va passer de l'une à l'autre au travers des porosités vasculaires. Il n'est pas dans notre objectif d'en faire une modélisation et une simulation sophistiquée, bien inaccessible aujourd'hui par manque de données mécanobiologiques, mais d'en estimer les bornes afin de valider les outils technologiques en construction pour les chirurgiens. À ce titre, l'ambition de cette étape est déjà très importante, aucune analyse de ce type n'étant disponible dans la littérature.

III.1.1 *Étude bibliographique*

Aucune simulation de l'écoulement sanguin dans le foie n'est disponible actuellement dans la littérature. Il existe cependant de très nombreuses études du flux sanguin cardiaque [227]–[230], [122]. Malheureusement, le flux sanguin cardiaque diffère considérablement de celui du foie. En effet, dans le cas du foie le sang passe de la vascularisation au tissu et inversement. Dans notre cas, la création d'un modèle complet nécessiterait l'utilisation de lois de comportement de milieux poreux. De même, l'écoulement dans les principales veines et artères a été modélisé en particulier pour l'étude des anévrismes ou de la propagation de marqueurs chimiques [231], [232]. Cependant les conditions diffèrent considérablement de l'écoulement sanguin hépatique et ne peuvent être directement transposés.

Van der Plaats et al. [233] utilisent l'analogie d'un modèle électrique pour calculer les profils de pression et d'écoulement dans les veines du foie. Cette analogie fournit une approximation très forte du champ de pression. Cela est suffisant pour la prise de décision

concernant l'étalonnage de dispositif d'administration de sang lors d'une transplantation hépatique. Il apparaît néanmoins une différence importante entre les valeurs obtenues par simulation et les valeurs de référence dans la littérature. Par conséquent, cette analogie reste insuffisante pour la modélisation du comportement du foie.

Les différents embranchements et circonvolutions des réseaux vasculaires peuvent créer des perturbations non-linéaires [124]. Celles-ci complexifient la résolution des équations régissant le fluide. Or, l'utilisation de la méthode des éléments finis (FEM) permet de discrétiser le problème et de résoudre les équations sur des éléments unitaires. Par conséquent, la taille de ses éléments va fortement affecter le calcul de la solution et la précision du résultat fourni. Ainsi, pour permettre une bonne convergence des différentes étapes de calcul, il est nécessaire de s'appuyer sur des mailles de taille inférieure aux arcs de courbure des géométries qu'elles décrivent. Cela est cependant bien trop détaillé par rapport à notre objectif, et surtout, impossible à généraliser à l'ensemble du foie.

Concernant le passage du sang de la veine porte à la veine cave, c'est-à-dire le passage d'une vascularisation à l'autre, les processus d'échanges sont réalisés au niveau cellulaire. Cet échange a été étudié par Bonfiglio et al. [234]. Cependant, cette étude se place à l'échelle cellulaire, et donc trop petite par rapport à notre problématique macroscopique. Les échanges ne pouvant avoir lieu que pour de très petits vaisseaux sanguins, nous considérerons qu'il n'y a pas d'échanges sanguin au niveau des macrovascularisations que nous traiterons comme imperméables.

III.1.2 *Présentation du modèle numérique*

Il n'existe actuellement pas de simulation 3D complète de la circulation sanguine ni de la répartition de la pression sur les parois vasculaires à l'intérieur du foie qui permettrait d'alimenter le modèle mécanique macroscopique de cet organe. Par conséquent, nous allons mener une étude simplifiée ayant pour objectif d'identifier l'influence mécanique de la pression sanguine au niveau macroscopique sur la structure complète de l'organe.

Puis nous allons effectuer des indentations numériques pour comparer la réponse macroscopique du modèle numérique avec des indentations expérimentales effectuées sur des foies réels. L'analyse sera effectuée en plusieurs étapes : premièrement, des études sur Abaqus® permettront d'identifier précisément les conditions aux limites externes de flux de

sang entrant et sortant du foie. Celles-ci seront intégrées dans un second temps dans un modèle numérique fluide-structure pour calculer l'ensemble du champ de pression interne dans toutes les vascularisations. Enfin, des indentations seront effectuées sur ce modèle du foie et les courbes force-déplacement à la pointe de l'indenteur seront extraites comme précédemment. Ces courbes seront comparées avec la littérature et avec celles obtenues durant l'étude mécanique précédente. Elles permettront de valider le modèle obtenu et d'utiliser la carte de répartition de pression calculée pour étudier son influence sur la rigidité macroscopique du foie.

III.1.3 *Constitution du maillage*

L'ensemble de ce travail nécessite la création d'un modèle numérique complet, non seulement du foie sur le plan géométrique, mais aussi des vascularisations. Une fois extraites des images scanners ou IRM du patient, les différentes géométries de sous-structures du foie sont ensuite traitées par l'algorithme du [Chapitre II](#) pour devenir complémentaires (i.e. les nœuds des deux maillages coïncideront parfaitement sur leur surface de contact commune). Elles permettent aussi de supporter les analyses fluides et fluides-structures.

Plutôt que de représenter les portions de vaisseaux par des structures localement cylindriques construites sur une courbe curviligne à rayons constants, des structures plus réalistes issues de l'imagerie médicale sont utilisées [176]. Leur construction nécessite de lourds processus de traitement d'images automatisés par Soler et al. [207]. Ces méthodes ont permis de constituer la base de données publique de l'IRCAD [203]. Les géométries du foie et des vaisseaux sanguins pour notre étude, représentés dans la [Figure 53](#), proviennent de cette base.

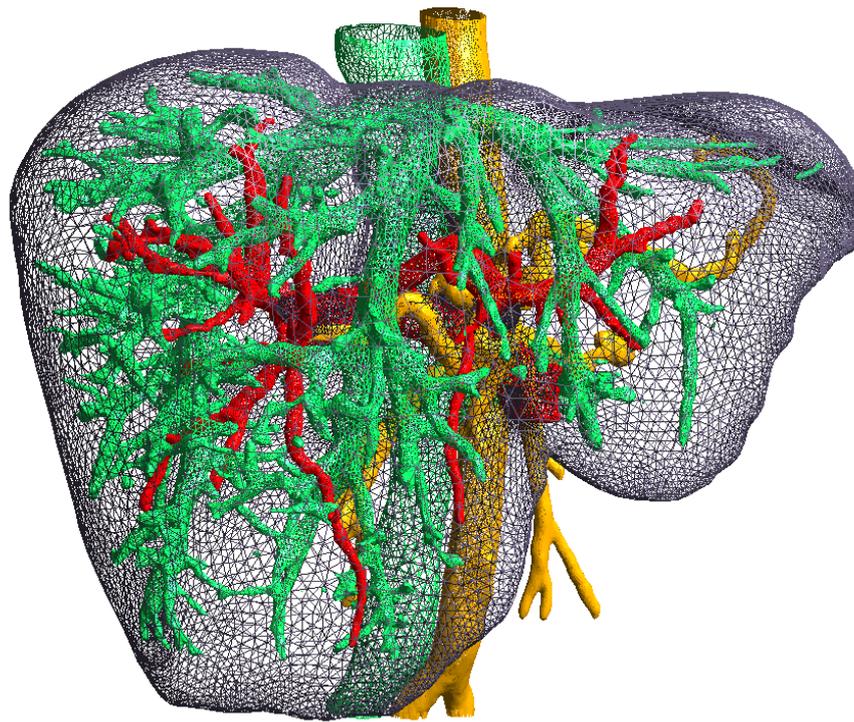


Figure 53 : Maillages du foie et des vascularisations utilisés pour les études fluides.

L'interaction fluide-structure nécessite une coïncidence parfaite des nœuds des maillages du foie et de la vascularisation au niveau de leur surface de contact, ce qui est réalisé par le traitement de maillage. Les extrémités des gros vaisseaux (veine porte et veine cave) localisés à l'extérieur du volume hépatique ne peuvent donc interagir, et devront être tronquées.

Deux géométries indépendantes sont ainsi créées : celle des vaisseaux tronqués d'une part, et la géométrie du foie intégrant les vaisseaux sanguins « en creux » d'autre part. La première est utilisée pour modéliser l'écoulement sanguin, tandis que la seconde sert de support au modèle structure. La complémentarité des maillages impose d'avoir des nœuds identiques au niveau des surfaces de contact entre les différents maillages pour permettre l'interaction. Nous utiliserons l'algorithme développé au [chapitre II](#) qui permet de fusionner plusieurs maillages pour obtenir des géométries complémentaires indépendantes. En outre, il a l'avantage de préserver la précision et la coïncidence des nœuds entre les deux maillages au niveau de la surface d'interaction.

Cette première étape technique est commune à l'ensemble des études numériques. De sa réussite dépend la convergence numérique, la précision et le sens même des résultats

obtenus. Pour l'analyse biomédicale, et en particulier pour ce qui concerne les études du flux sanguin, cette étape présente une difficulté spécifique en raison de la complexité et de la variation de taille des structures décrites.

III.2 Identification des conditions aux limites

La simulation numérique de la répartition de pression sur les parois vasculaires correspond à une étude d'hydraulique au travers des géométries vasculaires. Celle-ci nécessite la prise en compte de conditions aux limites, comme des valeurs de référence de pression, ou les débits veineux entrant et sortant. De plus, l'unidirectionalité du flux sanguin dans une portion vasculaire, ainsi que la connexion des deux réseaux sanguins induisent des conditions complémentaires. Nous allons ici identifier l'ensemble des conditions aux limites pour simuler l'écoulement sanguin au sein du foie par la suite.

III.2.1 *Conditions aux limites de la simulation fluide*

Nous avons jusqu'à présent défini la géométrie du problème, et les équations à résoudre pour effectuer les simulations numériques de l'interaction du sang avec le tissu hépatique. Il reste donc à définir les conditions aux limites, avec les références de pression et les vitesses d'entrée et de sortie du flux sanguin.

Nous nous attacherons dans cette partie à établir les conditions aux limites qui seront utilisées dans notre étude. Pour ce faire, elles seront issues de la littérature, ou d'études paramétriques lorsque cela est impossible.

Les conditions aux limites des simulations fluides s'appuient sur plusieurs hypothèses biologiques résumées ici et détaillées par la suite :

- L'effet de l'artère hépatique est négligeable devant celui des réseaux veineux
- Le foie est à l'équilibre mécanique
- Les vaisseaux sont de taille importante, prévenant le transit de sang au travers de la paroi vers le tissu hépatique. Nous traiterons les parois vasculaires comme imperméables au fluide et sans glissement
- Le flux de la veine porte est unidirectionnel, de l'entrée vers les capillaires
- Le flux des veines sous-hépatiques est unidirectionnel, des capillaires vers le tronc principal de la veine cave

De plus, nous identifierons les conditions aux limites nécessaires suivantes :

- Une référence de pression du fluide au niveau des capillaires de la veine porte
- Une référence de pression du fluide au niveau des capillaires de la veine cave
- La vitesse du flux entrant dans la veine porte
- La vitesse des flux entrant et sortant du tronc principal de la veine cave

III.2.1.1 Contraintes biologiques communes aux deux veines cave et porte

Tout d'abord, la contribution de l'artère hépatique en termes d'apport sanguin est négligeable devant celle des veines cave et porte. En effet, les vaisseaux de l'artère hépatique sont considérablement plus petits que ceux des veines cave et porte. Par conséquent, notre étude se limitera naturellement au système veineux.

Le passage du sang des vaisseaux sanguins au tissu hépatique (et inversement) nécessite des parois vasculaires fines. Par conséquent, cela correspond aux micro-capillaires [234]. Étant donné que nous limitons notre étude aux grosses vascularisations, les parois vasculaires étudiées peuvent donc être considérées comme imperméables aux éléments fluides.

Ainsi, pour atteindre l'équilibre mécanique du foie au repos, la pression générée par le fluide sur les parois vasculaires doit être strictement positive. Cette contrainte est importante pour la détermination des conditions aux limites. En effet, des conditions inadaptées peuvent mener à un résultat numérique présentant une pression négative sur les parois vasculaires. Ces cas ne sont physiologiquement pas réalistes. La condition de pression positive, telle que décrite dans l'équation III.1, forme un critère de validité des conditions aux limites important.

$$P > 0 \text{ sur } \Gamma_{\text{wall}} \quad \text{III.1}$$

Ces premières conditions étant associées au flux veineux en général, elles sont donc communes à la veine cave et à la veine porte. Les conditions aux limites complémentaires seront déterminées spécifiquement pour chaque veine dans les sections suivantes. Nous nous concentrerons d'abord sur les limites de la veine porte avant de traiter la veine cave.

III.2.1.2 Conditions aux limites de pression

Les champs de pression déterminés à l'aide de l'équation de Navier-Stokes sont définis à une constante près. Une valeur de référence doit donc être établie pour chacune des veines.

La pression veineuse portale (PVP) peut être évaluée à partir de différentes techniques de cathétérisations qui sont généralement invasives [171]. Pour éviter que la mesure soit invasive, Myers et Taylor [172] approximent la PVP à la pression sinusoidale, appelée Wedged Hepatic Venous Pressure (WHVP). La WHVP peut être mesurée plus facilement que la VPP et dans des conditions non invasives. Cette technique permet donc de multiplier les mesures et de calculer la valeur moyenne issue de la littérature de 10 mm Hg (1 333,22 Pa) dans le flux portal du foie. Cette valeur sera utilisée aux extrémités de la veine porte suivant la méthode [235].

L'obtention d'une valeur de pression veineuse est plus complexe pour le cas des veines sous-hépatiques [175], [170], [236]. Toutefois, le gradient de pression hépatique (HPG), qui représente la différence de pression induite par le foie entre les flux veineux entrants et sortants, est plus accessible. Une fois mesuré [175], ce gradient présente peu de variations inter-patients [170].

Différentes mesures, effectuées sur un nombre important de patients, donnent un HPG moyen de 5 mm Hg (666,61 Pa). En combinant cette valeur avec le PVP, nous déduisons via l'équation III.2 la pression de référence sur les capillaires veineux sous-hépatiques, qui est de 5 mm Hg (666, 61 Pa). Cette valeur correspond à la pression du fluide passant dans un capillaire de la veine cave P_{cc} .

$$\forall c \in \Gamma_c \Rightarrow P_{cc} = PVP - HPG = 5 \text{ mmHg} \quad \text{III.2}$$

III.2.1.3 Contraintes d'écoulement sanguin dans la veine porte

Nous traduisons ici l'hypothèse d'écoulement sanguin dans la veine porte, en termes d'équations et de contraintes numériques.

L'entrée du flux se fait à travers une surface appelée $\Gamma_{P_{in}}$ ayant un vecteur normal $\overrightarrow{n_{P_{in}}}$, orienté vers l'extérieur de la structure. L'équation III.3.1 exprime la condition du flux entrant à travers cette surface. Une condition similaire est décrite dans l'équation III.3.2 pour les surfaces de sortie du flux au niveau des capillaires de la veine porte Γ_{P_c} de normale $\overrightarrow{n_{P_c}}$.

$$\overline{u}_{P_{in}} = -v_{P_{in}} * \overline{n}_{P_{in}} \quad \text{with} \quad v_{P_{in}} = |\overline{u}_{P_{in}}| \quad \text{III.3.1}$$

$$\overline{u}_{P_c} = v_{P_c} * \overline{n}_{P_c} \quad \text{with} \quad v_{P_c} = |\overline{u}_{P_c}| \quad \text{III.3.2}$$

Le sang qui entre par la veine porte en ressort par ses capillaires (hypothèse d'imperméabilité des parois vasculaires). Le flux est par conséquent strictement sortant au niveau des capillaires, et orienté selon le vecteur normal à leur section respectives : $v_{P_c} > 0$.

Le flux passant à travers l'entrée de la veine porte est quant à lui strictement dirigé vers l'intérieur : $v_{P_{in}} < 0$.

En effectuant un bilan des flux entrant et sortant de la veine porte, avec les hypothèses d'unidirectionalité du flux de l'entrée vers la sortie et d'imperméabilité des parois, nous obtenons l'équation III 4. Dans celle-ci $Q_{P_{in}}$ correspond au flux entrant dans la veine porte, tandis que Q_{P_c} est le flux sortant par un capillaire de la veine porte. Nous supposons pour cela que le flux est constant dans une section entrante ou sortante de la vascularisation.

$$Q_{P_{in}} + \sum_{P_c} Q_{P_c} = 0 \quad \text{III.4}$$

Le bilan des conditions aux limites associées au modèle de la veine porte est résumé dans le **Tableau 5**.

Surface	Condition	Application fluide
$\Gamma_{P_c}, \forall P_c \in \Gamma_{P_c}$	$\overline{u}_{P_c} = v_{P_c} * \overline{n}_{P_c}$ $P_{P_c} = 10 \text{ mmHG}$ $P > 0$	Le flux sort par les capillaires
$\Gamma_{P_{in}}$	$\overline{u}_{P_{in}} = -v_{P_{in}} * \overline{n}_{P_{in}}$	Le flux entre par la veine porte
Γ_C	$Q_{P_{in}} + \sum_{P_c} Q_{P_c} = 0$	Bilan du fluide sur la structure complète

Tableau 5 : Expressions des conditions aux limites s'exerçant sur le fluide dans la veine porte

III.2.1.4 Contraintes d'écoulement sanguin dans la veine cave

En ce qui concerne la veine cave, la géométrie présente une fusion des flux dans le tronc principal avec le sang provenant des veines sous-hépatiques. La Figure 54 illustre le volume de fluide de la veine cave, noté Ω_{cave} , ainsi que ses différentes entrées et sa sortie.

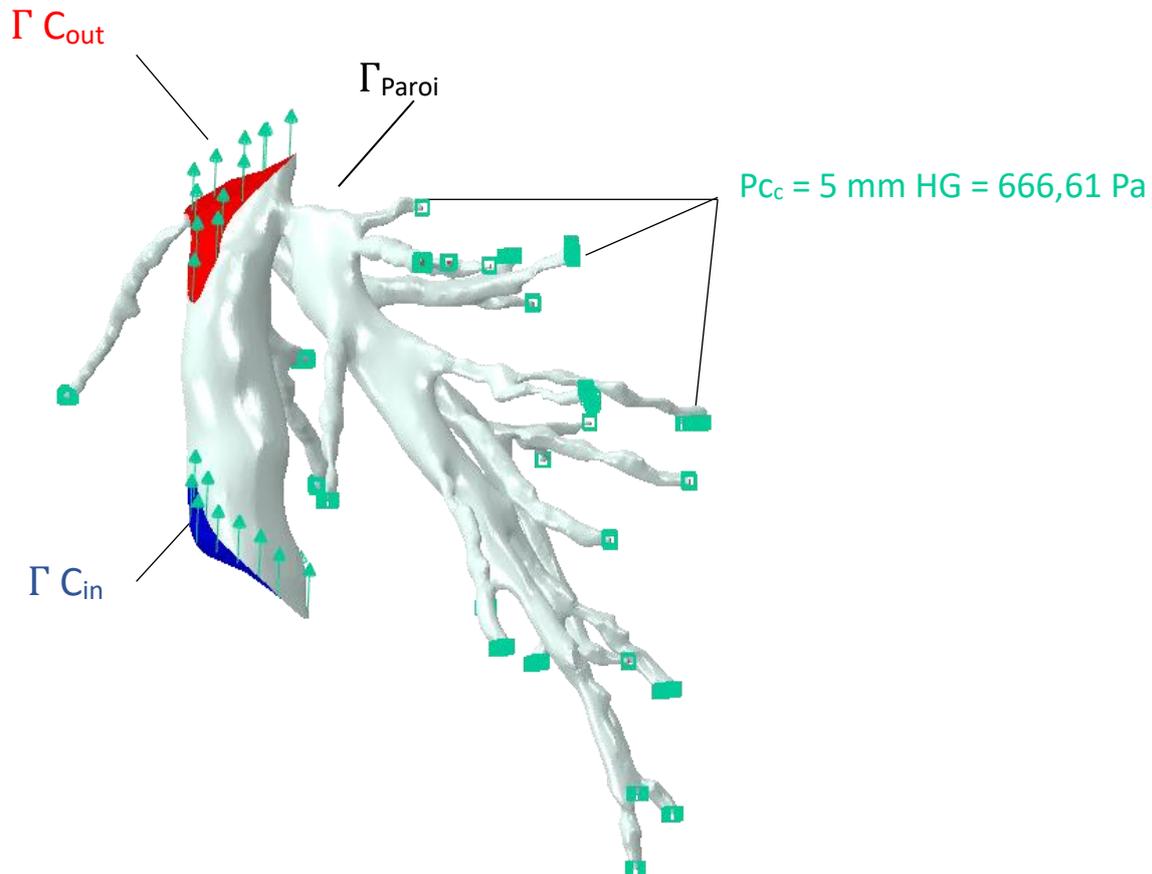


Figure 54 : Conditions aux limites de la veine cave. Γ_{Cin} (resp. Γ_{Cout}) correspond à la surface par laquelle le sang entre dans le tronc principal ou le quitte.

Le rôle des veines sous-hépatiques est de faire sortir le sang des capillaires vers le tronc principal. Cela traduit plusieurs conditions concernant la direction du flux (équation III.5). En considérant la surface S_{cc} d'entrée d'un capillaire parmi l'ensemble des entrées des capillaires de la veine cave Γ_{cc} , et son vecteur normal associé \vec{n}_{cc} , orienté vers l'extérieur de Ω_{cave} , alors les conditions physiologiques imposent :

$$\vec{u}_{cc} = -V_{cc} * \vec{n}_{cc} \quad \text{with} \quad V_{cc} = |\vec{u}_{cc}| \quad \text{III.5.1}$$

Des conditions similaires sont imposées à l'entrée et à la sortie du tronc principal de la

veine cave :

$$\vec{u}_{c\ in} = -V_{c\ in} * \vec{n}_{c\ in} \quad \text{with} \quad V_{c\ in} = |\vec{u}_{c\ in}| \quad \text{III.5.2}$$

$$\vec{u}_{c\ out} = V_{c\ out} * \vec{n}_{c\ out} \quad \text{with} \quad V_{c\ out} = |\vec{u}_{c\ out}| \quad \text{III.5.3}$$

En effectuant un bilan des flux entrants et sortants de l'ensemble de la veine cave, avec les hypothèses d'unidirectionnalité des flux d'entrées vers la sortie, et l'imperméabilité des parois, nous obtenons l'équation III 6. Dans celle-ci Q_{cin} et Q_{cout} correspondent aux flux entrant et sortant du tronc principal de la veine cave, tandis que Q_{cc} est le flux entrant par un capillaire de la veine cave. Nous supposons pour cela que le flux est constant dans une section entrante ou sortante de la vascularisation.

$$\sum_{cc} Q_{cc} + Q_{cout} + Q_{cin} = 0 \quad \text{III 6}$$

Le bilan des conditions aux limites associées au modèle de la veine cave est résumé dans le **Tableau 6**.

Surface	Condition	Application fluide
$\Gamma_{cc}, \forall cc \in \Gamma_c$	$\vec{u}_{cc} = -V_{cc} * \vec{n}_{cc}$ $P_{cc} = 5 \text{ mmHg}$ $P > 0$	Le fluide entre par les capillaires
Γ_{Cin}	$\vec{u}_{c\ in} = -V_{c\ in} * \vec{n}_{c\ in}$	Le fluide entre par le tronc principal
Γ_{Cout}	$\vec{u}_{c\ out} = V_{c\ out} * \vec{n}_{c\ out}$	Le fluide quitte le tronc principal
Γ_c	$\sum_{cc} Q_{cc} + Q_{cout} + Q_{cin} = 0$	Conservation du fluide sur l'ensemble de la géométrie

Tableau 6 : Expressions des conditions aux limites s'exerçant sur le fluide dans la veine cave.

III.2.1.5 Bilan des flux entrants et sortant à l'échelle de l'organe

Les conditions établies jusque-là sont déterminées indépendamment sur chaque vascularisation. Cependant, l'organe en entier est également en équilibre, et la loi de conservation de masse induit que la quantité de sang qui le traverse est constante. Cet équilibre traduit l'égalité entre le flux entrant par la veine porte et sortant par le tronc principal de la veine cave.

Le flux de la veine cave est pondéré par un facteur α , qui correspond à la fraction de sang apportée spécifiquement par la veine porte, soit classiquement 80% [236]. L'équilibre s'applique à la fois pour le sang qui passe d'une structure à l'autre par les capillaires, et pour le bilan sanguin sur l'ensemble de l'organe :

$$\sum_{pc} Q_{pc} + \alpha \sum_{cc} Q_{cc} = 0 \quad \text{III.7.1}$$

$$\alpha * (Q_{cout} + Q_{cin}) + Q_{pin} = 0 \quad \text{III.7.2}$$

III.2.2 Conditions aux limites des vitesses de fluides

III.2.2.1 Constitution des études paramétriques

La résolution numérique à l'état stationnaire des équations de flux sanguin en prenant en compte les conditions aux limites spécifiques de la veine cave (Tableau 6) et de la veine porte (Tableau 5) nécessitent de connaître la vitesse des flux entrants et sortant du système V_{Pin} , V_{Cin} et V_{Cout} .

Pour cela, nous cherchons d'abord les valeurs existant dans la bibliographie. Les premières mesures du débit sanguin de la veine cave ont été réalisées par L. Wexler et al. [237] Ils observent en temps réel sur quatre patients différents la variation de la vitesse d'écoulement à l'aide d'un transducteur électromagnétique de type cathéter. Bien que cette méthode fournisse des données précises et patient-dépendantes, elle reste une méthode invasive et l'effet de l'outil de mesure sur le flux lui-même n'a pu être totalement évalué dans le résultat final.

Différentes techniques non invasives ont également été développées. Elles sont fondées sur l'évaluation de la vitesse de diffusion du produit de contraste [238] ou à l'aide

d'images ultrasonores [169]. Ces méthodes complémentaires nécessitent des algorithmes de traitement d'image coûteux en terme de temps et de ressources informatiques pour observer la progression du front de diffusion.

Les différents types de mesure mettent en lumière une importante variation inter-patient de la grandeur mesurée. Pour le flux entrant de la veine porte, la vitesse d'écoulement donnée par Moriyasu et al. [169] indique 889 ± 284 ml / min, avec une plage d'incertitude supérieure à 25% par rapport à la valeur donnée.

Ce point est problématique, puisque nous souhaitons établir des conditions aux limites du modèle qui ne peuvent être extraites de la littérature. Par conséquent, nous allons identifier ces vitesses grâce à deux études paramétriques. Elles mettront en œuvre un ensemble de simulations numériques en vue d'une optimisation paramétrique.

La différence de vitesse entre le flux entrant et sortant du tronc principal de la veine cave génère numériquement une aspiration au niveau des veines sous-hépatiques. Celle-ci permet de faire remonter le sang hors du foie à travers le réseau des veines sous-hépatiques. La première étude paramétrique permet de déterminer le rapport de vitesse entre les flux des deux extrémités du tronc principal de la veine cave. Le rapport ainsi déterminé nécessite une information complémentaire pour fixer les vitesses d'entrée respectives. Pour l'obtenir, nous effectuons une seconde étude paramétrique qui vise à obtenir le flux sanguin total traversant le foie.

Toutes les études numériques d'étalonnage sont réalisées avec le code Abaqus® [239], et le fluide est traité comme un fluide newtonien de densité 1,6 et de viscosité 6.10^{-3} Pa.s [236]. L'expression moyenne de la répartition de vitesse pour chaque section des flux entrants et sortants des veines permet de définir une vitesse constante équivalente pour les trois entrées V_{pin} , V_{cin} et V_{cout} . Ces trois vitesses permettent d'établir une vitesse équivalente qui induit un flux identique à travers les différentes sections tel que présenté dans III.8 :

$$\begin{aligned}
 Q_{cout} &= \iint_{\Gamma C_{out}} \mathbf{u} \cdot d\mathbf{SC}_{out} dt = V_{cout} * SC_{out} \\
 Q_{cin} &= \iint_{\Gamma C_{in}} \mathbf{u} \cdot d\mathbf{SC}_{in} dt = V_{cin} * SC_{in} \\
 Q_{pin} &= \iint_{\Gamma P_{in}} \mathbf{u} \cdot d\mathbf{SP}_{in} dt = V * SCP_{in}
 \end{aligned}
 \tag{III.8}$$

III.2.2.2 Identification du rapport de vitesses du tronc de la veine cave

Plusieurs analyses numériques sont effectuées pour différentes valeurs du rapport de vitesse d'entrée et de sortie du tronc principal de la veine cave, noté V_{cout}/V_{cin} . Cette valeur est fortement liée à la quantité de sang qui est aspirée hors du foie. En effet, comme la géométrie et le rayon des vaisseaux sont constants d'une simulation à l'autre, la variation de la vitesse est numériquement compensée par la quantité de sang entrant dans le tronc principal par les veines sus-hépatiques.

Considérant le cas où la vitesse sortante d'écoulement est beaucoup plus forte que la vitesse entrante (équation III.9), la condition d'équilibre nécessitera un apport sanguin important en provenance du foie. Cela crée une forte aspiration à travers les vaisseaux sous-hépatiques.

$$\frac{V_{cout}}{V_{cin}} \gg \frac{S_{cin}}{S_{cout}} \quad \text{III.9}$$

Pour une aspiration trop forte, la convergence peut conduire à une pression négative dans les vaisseaux sanguins sous-hépatiques. Cela n'est évidemment pas réaliste. L'équilibre physiologique de l'organe au repos impose une pression, même faible, du fluide sur les parois vasculaires pour compenser l'effet du tissu hépatique. Les essais numériques qui conduisent ainsi à des champs de pression négatifs présentent donc un rapport de flux entrant et sortant de la veine cave irréaliste.

Dans le cas où la vitesse d'entrée est beaucoup plus importante que la vitesse de sortie, le fluide entrant ne pourra pas s'écouler complètement par la sortie du tronc principal de la veine cave. Il serait alors évacué via les vaisseaux sous-hépatiques vers le foie. Dans ce cas, le sang refluerait du tronc principal vers les veines sous-hépatiques, ce qui est contraire au fonctionnement de l'organe.

Les résultats de l'analyse paramétrique présentés dans le [Tableau 7](#) compilent à la fois la valeur moyenne de la pression sur le tronc principal de la veine cave ainsi que le sens des vitesses moyennes observé au niveau des capillaires.

La première ligne présente les champs de pressions calculés au niveau de la paroi vasculaire pour chaque simulation numérique. La seconde ligne correspond à la valeur du

paramètre V_{cout}/V_{cin} testé. La troisième ligne exprime le sens du flux sanguin au niveau des capillaires. Physiologiquement, le sang entre par le foie dans les capillaires, imposant un sens unique dans l'écoulement sanguin. La valeur « 1 » de cette ligne correspond à un flux allant dans le bon sens, du foie vers la vascularisation. La valeur « -1 » de cette ligne signifie que le flux sanguin s'écoule dans le mauvais sens, c'est-à-dire de la vascularisation sous-hépatique vers le foie. Enfin, la dernière ligne correspond à la valeur médiane de la pression simulée sur les parois vasculaires.

(a)					
(b)	$\frac{V_{cout}}{V_{cin}}$	0.75	0.82	0.87	1
(c)	$V_{capillaires}$	-1	1	1	1
(d)	$P_{\text{sous-hépatique}}$ (kPa)	1.1	0.38	-0.13	-1.5

Tableau 7 : Résultats des simulations numériques du fluide pour différentes valeurs du rapport V_{cout}/V_{cin} .

(a) représente le champ de pression sur les parois des vaisseaux sanguins, la couleur noire correspond à une pression négative.

(b) est la valeur du paramètre optimisé.

(c) est la direction du flux sanguin à l'extrémité des capillaires hépatiques. La valeur -1 correspond à un flux allant du vaisseau au foie, tandis que la valeur 1 correspond à un flux allant du foie vers les vaisseaux sanguins.

(d) est une valeur moyenne de la pression sur les vaisseaux sanguins sous-hépatiques.

Nous observons que le sens du flux simulé s'inverse pour une valeur faible (inférieure à 0,75) du paramètre V_{cout}/V_{cin} . Cette inversion est en accord avec les analyses faites en amont. En effet, pour ces valeurs-là, le sang apporté dans le tronc de la veine cave ne peut sortir et est évacué dans le réseau vasculaire.

De plus, la dernière colonne, correspondant à une valeur de « 1 » du paramètre, conduit également à des résultats incohérents. La pression sur la paroi vasculaire est presque majoritairement négative (noir sur l'image). À nouveau ces résultats sont en accord avec les conclusions théoriques obtenues en amont. Pour un rapport trop important, l'aspiration numérique induite par le manque de sang crée une dépression sur les parois vasculaires. La valeur de pression négative est également observée pour l'étude numérique effectuée avec un rapport de 0,87.

Nous obtenons ainsi deux bornes extrêmes qui encadrent les valeurs physiquement acceptables du paramètre. Le minimum est borné par la direction du flux sanguin, tandis que le maximum est lié au signe de la pression sur les parois sub-hépatiques. Enfin, le cas réalisé avec un paramètre de 0,82 présente non seulement une pression positive, mais aussi un flux sanguin dans le bon sens. Il confirme l'existence de valeurs du paramètre qui conduisent à une simulation de l'écoulement du flux sanguin en accord avec les contraintes physiologiques.

Les valeurs du **Tableau 7** conduisent à la détermination de deux limites pour les valeurs du paramètre étudié, ainsi qu'à la confirmation de l'existence d'une valeur d'équilibre. Afin d'identifier la valeur du paramètre qui conduit à l'écoulement le plus cohérent physiquement, nous allons effectuer d'autres simulations dans l'intervalle [0,75 ; 0,87]. Les résultats des simulations numériques effectuées sont présentés dans la **Figure 55**. L'axe des abscisses correspond aux valeurs du paramètre V_{cout}/V_{cin} testées.

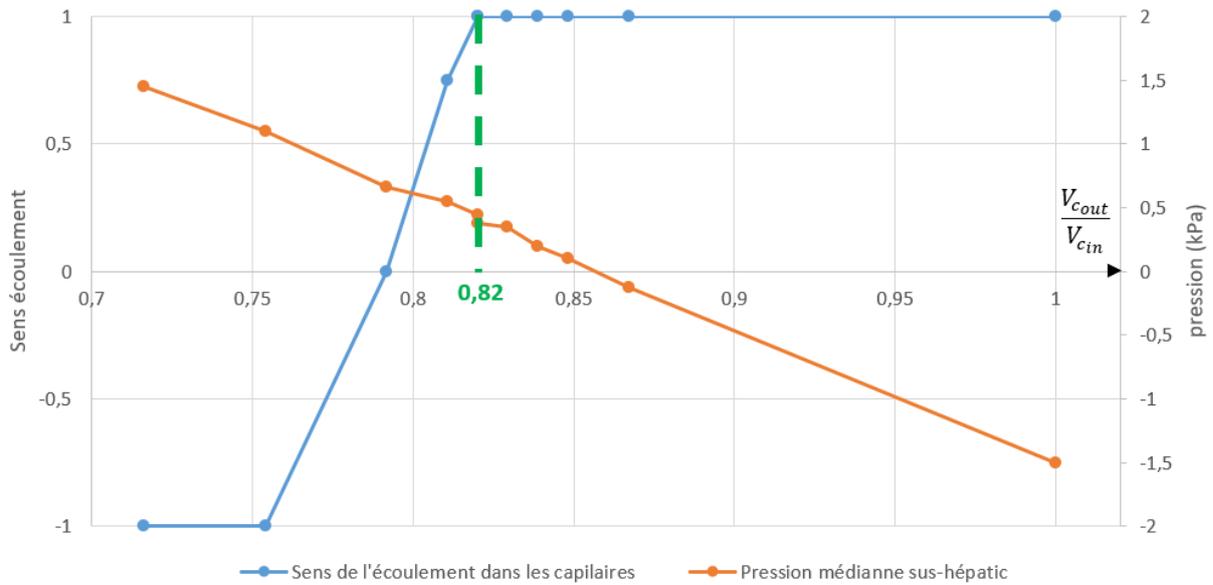


Figure 55 : Courbes représentant la direction de l'écoulement et la variation moyenne de la pression hépatique en fonction du rapport $V_{c_{out}}/V_{c_{in}}$

La courbe bleue correspond au sens de l'écoulement sanguin dans les capillaires et à l'axe des ordonnées de gauche. Les valeurs de cette courbe varient de « -1 » (flux allant dans le mauvais sens) à « 1 » (flux dans le bon sens). Les simulations réalisées avec des valeurs de paramètre de 0,79 et 0,81 conduisent à des écoulements qui sont dans la bonne direction pour un ensemble de capillaires, mais pas pour tous. Pour représenter cette variation, la valeur correspondant au « sens de l'écoulement », est pondéré par la proportion de capillaires ayant un flux entrant. Ainsi, la valeur « 0 » pour la valeur de paramètre 0,79 signifie que la moitié des capillaires présentent un flux entrant, tandis que l'autre moitié ont un flux sortant. En termes physiologiques, ces valeurs de flux partiellement entrant ne sont pas réalistes. Seules les simulations numériques conduisant à un flux entrant pour tous les capillaires sont acceptables.

La courbe orange correspond à la valeur de pression médiane sur les parois sub-hépatiques et est liée à l'axe des ordonnées de droite. Contrairement au sens du flux qui a un comportement de seuil, la courbe de pression diminue linéairement avec le paramètre.

On observe également que les valeurs du paramètre conduisant à un sens d'écoulement strictement égal à « 1 », ainsi qu'à une pression positive sur les parois est très petite. Contrairement aux valeurs de la littérature qui présente une large plage de variation, le traitement d'une géométrie donnée impose des valeurs précises pour les vitesses en conditions aux limites. Cela confirme l'hypothèse d'une forte dépendance entre les

géométries vasculaires et les vitesses d'écoulement sanguin dans la veine cave. De plus, dans l'idée d'une automatisation de la simulation de l'écoulement sanguin, il sera nécessaire d'effectuer, pour chaque patient, l'ensemble de l'analyse paramétrique. Cela induit de nombreuses simulations numériques, consommatrices en temps et en ressources numériques.

Le rapport d'écoulement optimal extrait de cette analyse correspond à la première valeur pour laquelle le sens du flux est strictement positif sur l'ensemble de la géométrie, tout en assurant une pression positive sur les parois des vaisseaux sous-hépatiques. Pour la géométrie traitée ici, cette valeur correspond à $\frac{V_{cout}}{V_{cin}} = 0.82$.

III.2.2.3 Identification du débit sanguin du foie

Une fois le rapport de vitesse quantifié, il reste à déterminer la quantité totale de sang circulant dans le foie. En effet, le rapport identifié précédemment est un rapport de proportionnalité qui n'intègre pas la quantité totale de sang traversant le foie. Cette quantité varie dans le temps et correspond à une expression de l'équilibre global du flux. Une deuxième analyse paramétrique est effectuée sur la différence de débit entre les entrants et les sortants du tronç principal de la veine cave. Cette différence de débit représente la quantité totale de sang quittant le foie durant un certain laps de temps. Cette valeur aide à identifier la vitesse des flux de la veine cave, et fournit également une information sur le débit d'entrée de la veine porte, puisqu'il représente $\alpha = 0,8$ du débit hépatique total [236]. Les indicateurs mesurés pour ce deuxième étalonnage sont les mêmes que les précédents, complétés par la pression moyenne sur les parois sous-hépatiques.

Les résultats de cette seconde analyse sont présentés dans le **Tableau 8**. La première ligne correspond aux représentations des champs de pression sur les parois vasculaires. L'unité est en MPa, et la légende de gauche correspond aux deux premières figures. La troisième figure ayant un champ de pression plus important, l'échelle a été adaptée afin de permettre une observation de la variation du champ de pression.

(a)				
(b)	Débit hépatique (mL/min)	400	500	1000
(c)	$V_{\text{capillaires}}$	1	1	0
(d)	$P_{\text{sous-hépatique}}$ (kPa)	0.3	0.3	0.3
(e)	P_{cave} (kPa)	4.0	5.0	10

Tableau 8 : Résultats des simulations numériques du fluide pour différentes valeurs du paramètre Flux hépatique

(a) représente le champ de pression sur les parois des vaisseaux sanguins, avec en noir les pressions négatives.

(b) est la valeur du paramètre optimisé en ml / min.

(c) est la direction du flux sanguin à l'extrémité des capillaires hépatiques. La valeur -1 correspond à un flux allant du vaisseau au foie, tandis que la valeur 1 correspond à un flux allant du foie vers les vaisseaux sanguins.

(d) est la valeur moyenne de la pression sur les vaisseaux sanguins sous-hépatiques.

(e) est la valeur moyenne de la pression sur le tronc principal de la veine cave.

La seconde ligne correspond au paramètre ajusté, c'est-à-dire la quantité de sang traversant le foie par minute. La troisième ligne et quatrième ligne correspondent à celles du **Tableau 7**, c'est-à-dire respectivement le sens de l'écoulement sanguin dans les capillaires de la veine cave, et la pression médiane sur les vaisseaux sous-hépatiques. Enfin, la cinquième ligne correspond à la pression médiane sur le tronc principale de la veine cave.

On observe que la pression moyenne sur les parois sous-hépatique (ligne 4) est constante et indépendante du débit total de sang traversant le foie. Par conséquent, le flux sanguin total du foie a une influence négligeable sur le champ de pression interne du foie. Cela confirme l'hypothèse que la variation de flux au sein des veines, faible par nature, n'influence pas la pression interne du réseau vasculaire.

On constate également que la valeur du sens de l'écoulement tombe à zéro pour des valeurs de débit important. Tout comme au [Chapitre III - III.3.2.2.2](#), cette valeur signifie que le flux change de sens pour une part des capillaires. Cette proportion reste identique en changeant la direction des flux entrant et sortant de la veine cave. En effet, pour des valeurs telles que 1000 ml/min, une légère variation de la vitesse du sang dans le tronc principal de la veine cave peut générer une aspiration trop forte ou trop faible dans certaines régions de la vascularisation, conduisant à une instabilité. Or le flux veineux présente de très légères variations dues au battement cardiaque. Les valeurs de débit trop importants conduisent donc à une instabilité qui ne peut correspondre à la réalité physiologique.

De plus, en comparant les valeurs de pression médiane entre les vaisseaux sub-hépatiques et le tronc principal de la veine cave, on observe un rapport très important. La pression sur le tronc principal de la veine cave est bien plus importante que celle sur les veines sub-hépatiques. Cela confirme les premiers résultats obtenus au [Chapitre III - III.2.3](#) qui mettent en lumière la prépondérance en terme de rigidité du tronc principal de la veine cave sur le reste de la vascularisation.

L'équilibre sur l'ensemble de la vascularisation est atteint pour un débit sanguin hépatique de 500 ml/min, soit une entrée de 400 ml/min pour la veine porte. Ces valeurs seront utilisées dans l'étude d'interaction de fluide-structure comme conditions limites pour la partie fluide.

Les deux études paramétriques ont permis de déterminer les valeurs des débits des flux entrant de la veine porte et du tronc principal de la veine cave, ainsi que le débit du flux sortant de la veine cave. Les valeurs obtenues serviront de conditions aux limites pour l'analyse de l'effet du réseau sanguin sur le foie. De plus, elles fournissent des premiers éléments permettant de valider les hypothèses retenues, comme l'indépendance à la variation du flux veineux et la prépondérance du tronc principal de la veine cave.

III.3 Simulation d'indentations numériques.

III.3.1 *Constitution du modèle*

Les deux études paramétriques permettent d'identifier des vitesses de flux entrant et sortant du tronc principal de la veine cave et de la veine porte propres à la géométrie utilisée. Elles complètent les conditions aux limites de pression ainsi que la géométrie pour former un modèle numérique de l'écoulement sanguin au sein du foie.

Une fois les conditions aux limites d'analyse des fluides définies, elles sont intégrées dans le modèle d'interaction fluide-structure du foie. Le fluide est considéré comme continu, incompressible et newtonien, de viscosité 6.0 kPa.s [240] pour le sang humain, et de masse volumique 1060 kg/m³.

Dans l'étude de la partie [Chapitre III - III.2](#), nous avons privilégié un modèle linéaire élastique. Cette simplification avait été faite dans le contexte de la recherche d'une borne supérieure. Étant dans une analyse plus fine ici, avec une modélisation plus détaillée de la rigidité vasculaire, nous privilégions une loi de comportement plus réaliste et permettant d'atteindre les grandes déformations.

Les propriétés mécaniques des tissus utilisées sont extraites de la littérature [151]. La loi de comportement intégrée ici est un modèle Neo-Hookéen hyperélastique avec des paramètres de $C_{10} = 3.38 \cdot 10^{-4}$ MPa et $D_{10} = 120$ MPa⁻¹. Ces paramètres Neo-Hookéen correspondent à un coefficient de Poisson équivalent de 0,49 qui est la valeur communément utilisée dans la littérature pour la modélisation de tissus vivants. En outre, la densité du matériau est fixée à 0,9 selon [236].

Le modèle du foie ainsi constitué est récapitulé dans le [Tableau 9](#). Nous y présentons le nombre de nœuds et d'éléments de l'ensemble du modèle ainsi que de chacune des deux parties (fluide et structure). De plus, les propriétés matériau et fluide utilisées y sont rappelées.

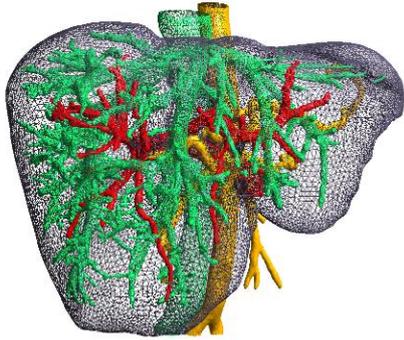
Modèle numérique du foie vascularisé		
		
Nbr Nœuds	590 650	
Nbr Éléments	3 061 717	
Taille moyenne des liens (mm)	0,488	
	Partie structure	Partie fluide
Nbr Nœuds	434 969	155 681
Nbr Éléments	2 416 207	645 510
Masse volumique (kg/m ³)	900	1 060
Propriétés physiques	Neo-Hookéen $C_{10} = 3.38 \cdot 10^{-4}$ MPa $D_{10} = 120$ MPa ⁻¹	Newtonien $\mu = 6 \cdot 10^{-3}$ MPa.s

Tableau 9 : Descriptif du modèle fluide-structure du foie constitué

Des indentations sont effectuées pour obtenir des données qui puissent être corrélées avec la première étude, simulant les vaisseaux comme des cylindres remplis. Les conditions aux limites du foie, ainsi que la forme de l'indenteur, la vitesse d'indentation et la localisation sont identiques à celles des études conduites précédemment (cf. [Chapitre III - III.2.2](#))

Nous calculerons les champs de pression sur les parois vasculaires et les champs de contraintes internes en plus des courbes force-déplacement extraites de la pointe de l'indenteur. Nous comparerons ces dernières à la littérature ainsi qu'aux résultats précédents. Cette démarche permet d'obtenir une information précise et complète de la pression induite par la vascularisation sur le modèle du foie à une échelle macroscopique. Une telle étude modélisant le flux sanguin dans une vraie géométrie de patient 3D, n'a encore jamais été réalisée pour le foie.

III.3.2 *Méthode de résolution de l'indentation sur le modèle fluide-structure*

Des codes commerciaux, tel que Abaqus® permettent de résoudre des simulations de fluides comme de structures. Cette solution commerciale permet également de traiter de manière plus restreinte des interactions fluides-structures. Cependant, il atteint rapidement sa limite lorsqu'il y a déformation de la surface d'interaction entre le fluide et la structure.

Or, dans le cas de notre étude, l'indentation mécanique induit une déformation des vaisseaux sanguins et donc des parois vasculaires. Ce changement de géométrie se répercute également sur la simulation du fluide. La solution commerciale ne permet pas de traiter une telle simulation. La simulation de déformations de modèles fluides-structure est de manière générale une problématique très complexe peu traitée dans la littérature. Il n'existe pas de solution permettant de traiter de façon automatisée la résolution numérique en éléments finis des déformations de modèles fluide-structures.

Afin de traiter cette difficulté, nous avons développé une couche logicielle spécifique. Lors de la création de celle-ci, nous avons veillé à traiter un maximum de calcul par Abaqus®. En effet, le logiciel dispose d'un solveur d'éléments finis en fluide et structure complet, que nous avons utilisé à chaque fois qu'il était possible de le faire. Le code informatique propre à ce travail ne couvre donc que la liaison entre la simulation fluide et la simulation structure.

Comme le logiciel commercial Abaqus® ne supporte pas des interactions fluide-structures dynamiques, l'approche que nous proposons ici est d'effectuer les simulations fluide et structure de façon statique, sur de petits intervalles de temps et de façon itérative.

Un cycle d'itération est constitué comme suit :

- 1) Simulation fluide de la répartition de la pression sanguine sur les parois vasculaires (Abaqus®)
- 2) Extraction du champ de pression et constitution d'une condition aux limites pour la simulation structure (code propre)
- 3) Simulation structure du déplacement élémentaire de l'indenteur avec la condition aux limites de pression fixe (Abaqus®)
- 4) Extraction de la nouvelle géométrie des vascularisations déformées et création de la simulation fluide correspondante (code propre)

Ces différentes étapes, automatisées dans un code développé personnellement, sont reprises dans la [Figure 56](#).

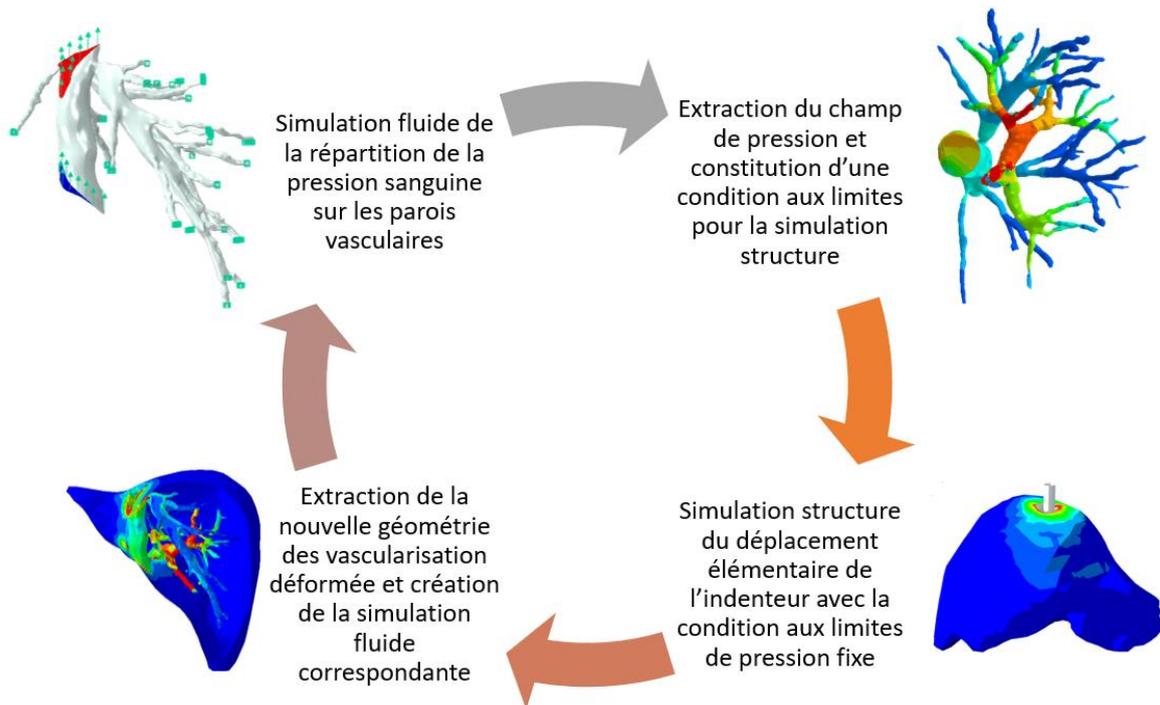


Figure 56 : Processus itératif fluide-structure pour calculer l'équilibre fluide en statique, en extraire la contrainte résultante interne au foie, et l'intégrer dans l'étape d'indentation.

Dans cette approche, deux simulations numériques sont réalisées pour chaque itération. Une itération correspond à un pas de temps unitaire. Étant donné que le pas de temps d'une résolution numérique par Abaqus® est classiquement variable, nous avons repris les intervalles de temps des simulations effectuées au [Chapitre III - III.2.2](#) comme référence. Ainsi, une simulation structure effectuée en N étapes de calculs, est converti ici en 2N simulations qui nécessiterons plusieurs étapes.

Les deux étapes de traitement développées dans ce travail permettent le passage de la simulation fluide à la simulation structure et inversement. Une simulation numérique repose sur un fichier portant entre autre la description de la géométrie, ainsi que les conditions aux limites. Elle génère, une fois achevée, un autre fichier portant les données produites. Les couches logicielles que nous avons développées fusionnent les informations présentes dans un fichier de simulation initiale, avec les données des résultats des simulations achevées. Elles produisent ainsi le fichier descriptif de la simulation numérique suivante à réaliser avec Abaqus®. Ces processus sont très techniques et sensibles, car une erreur d'automatisation affecterait toute l'indentation. Nous ne détaillerons cependant pas outre mesure ces algorithmes, car bien que complexes, ils ne font que du traitement de données textuelles.

L'ensemble de la démarche augmente considérablement le nombre de simulations

numériques, et donc de temps de traitement et le besoin en ressources informatiques. En effet, chaque itération requiert non seulement le calcul numérique du déplacement unitaire et de l'équilibre des fluides, mais aussi le traitement des fichiers permettant de passer d'une simulation à une autre. Ainsi, des simulations d'indentations qui ont été effectuées en moins d'une heure avec le modèle structure précédent peuvent prendre plusieurs jours en prenant en compte l'interaction fluide-structure.

De plus, chaque simulation numérique repose sur un fichier plat descriptif du modèle et de la géométrie et génère des fichiers de résultats. Le nombre de fichiers générés par notre approche, pour une indentation, augmente donc autant que les étapes de calcul. Cela nécessite une très grande place mémoire disponible.

Cette méthode permet de réaliser des indentations sur des tissus mous, en prenant en compte l'interaction avec le sang. Elle est cependant très fortement consommatrice en temps et en ressources informatiques, et ne garantit pas la convergence numérique. Enfin, un logiciel de traitement des résultats de chaque itération est produit pour consolider les données obtenues et reconstituer les cartes de répartition de contraintes, ainsi que les courbes force-déplacement sur l'indenteur.

IV. Résultats numériques

L'objectif de notre étude est d'évaluer à un niveau macroscopique l'effet mécanique du flux sanguin dans le foie. Deux études fluides paramétriques ont été menées pour étalonner les conditions aux limites. Celles-ci sont intégrées dans les simulations fluide-structure et des indentations numériques sont conduites pour observer l'effet de la pression sanguine à l'échelle du foie. Les résultats de ces différentes simulations sont analysés ci-après.

IV.1 Résultats des études fluide

Bien que l'analyse des fluides ait pour objectif d'identifier la valeur des paramètres de vitesse des flux entrants et sortants pour effectuer les études fluide-structure, les résultats (présentés dans le **Tableau 8**) mettent en lumière plusieurs éléments à un niveau macroscopique.

Premièrement, la pression sur les veines sous-hépatiques, présentée à la ligne (d), est constante à 0,3 kPa indépendamment de la quantité totale de sang qui traverse le foie. Même avec une variation d'un facteur 2,5 entre les limites inférieure et supérieure de la quantité d'écoulement traversant le foie, la pression interne reste constante. Lorsque mise en perspective avec la variation du débit sanguin induite par le battement cardiaque, cette observation permet de valider l'hypothèse de simulation du flux d'entrée et de sortie par des vitesses constantes. Bien que le flux dans les veines présente une variation d'amplitude inférieure à celle des artères, il n'est toutefois pas parfaitement constant. La constance observée sur la pression de la veine sous-hépatique indique qu'elle est indépendante de la variation du débit sanguin, et reste donc constante, la rendant indépendante de la variation naturelle du débit sanguin. En conséquence, cette pression peut être considérée comme statique et intégrée en tant que telle dans le modèle complet.

Ensuite, l'étude des fluides révèle également la différence d'échelle entre la pression de la paroi veineuse sous-hépatique et la pression du tronc principal de la veine cave. Il existe une variation d'un facteur 10 à 30 entre les deux pressions. En effet, alors que la pression sous-hépatique reste constante, celle du tronc principal augmente avec le flux sanguin total et est sensiblement plus importante. La profondeur des capillaires et leur petite taille par rapport aux premiers embranchements avait déjà conduit à la conclusion que leur effet mécanique était négligeable à une échelle macroscopique. Cette conclusion est renforcée par l'écart

d'amplitude de pression sur les parois sous-hépatiques par rapport au tronc principal de la veine cave.

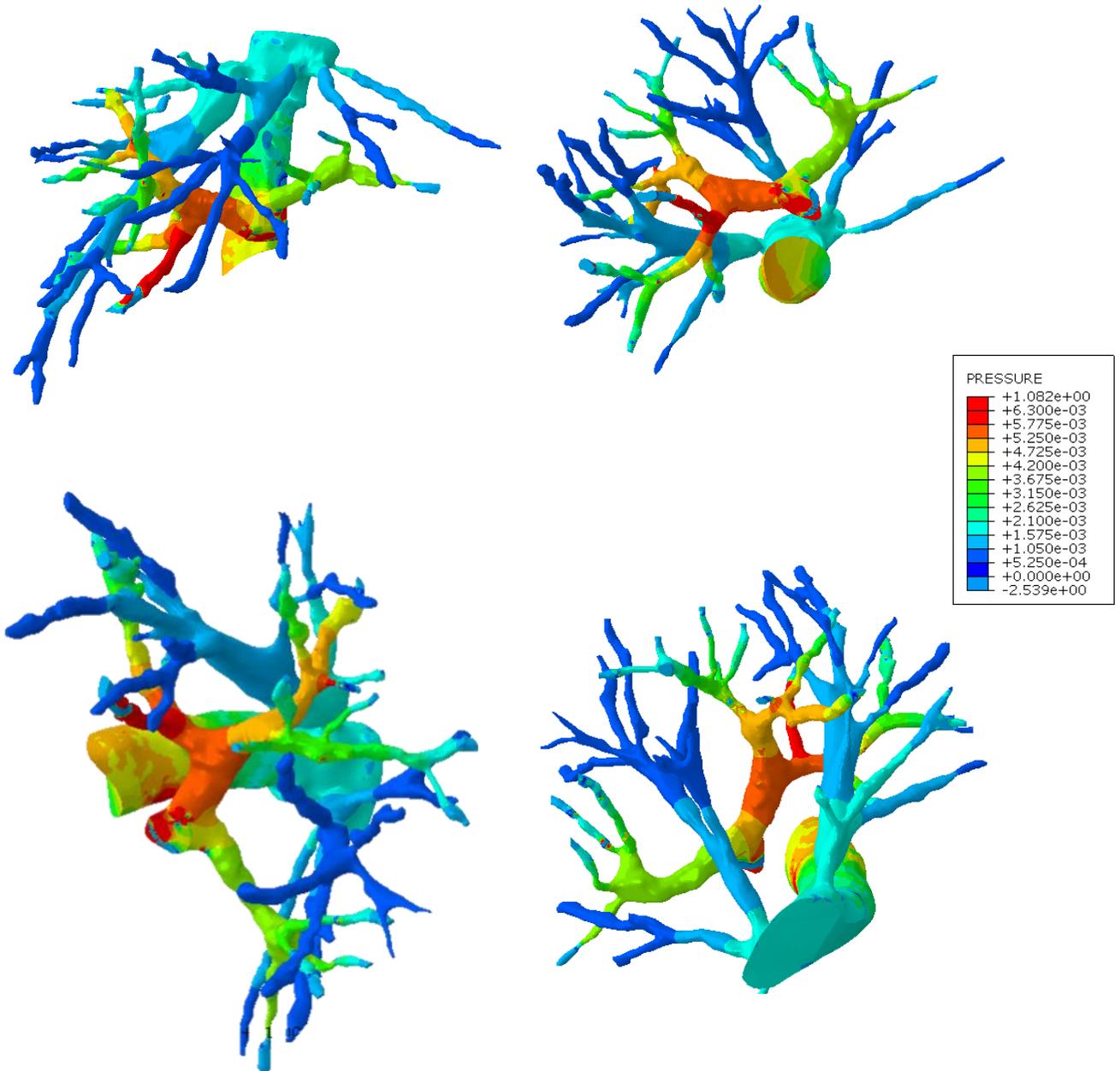


Figure 57 : Champ de pression calculé sur les vascularisations des veines porte et cave après intégration des conditions aux limites spécifiques à la géométrie. Quatre angles différents sont représentés. L'unité du champ de pression est le Pa.

Les résultats et analyses obtenus jusque-là l'ont été sur chaque vascularisation séparément. Cependant, les deux structures sont connectées au travers du flux les traversant

et par le tissu hépatique les entourant. La *Figure 57* présente le champ de pression obtenu avant indentation pour les deux vascularisations combinées. Dans cet état, les géométries ne sont pas déformées et la pression sur les parois est calculée à l'équilibre physiologique. Ces conditions mettent en évidence le rapport d'ordre de grandeur des champs de pression entre les réseaux sanguins. En particulier, la veine porte présente une pression interne bien plus importante que la veine cave. Ce phénomène trouve son explication physiologique dans le fait que le sang doit traverser le tissu hépatique et y perd en pression et vitesse. Par conséquent, la veine porte a une place beaucoup plus importante en termes d'effets mécaniques sur le modèle mécanique macroscopique. Il est à noter également que les bifurcations sont sources d'une concentration de contraintes et d'une hausse de la pression. Ainsi, la prise en compte de la localisation de la bifurcation permet d'identifier la localisation des maxima de pression, indépendamment de la précision du reste de la géométrie vasculaire.

Les premières études fluides permettent ainsi de fournir les paramètres encore inconnus de l'étude fluide-structure, mais aussi de valider certaines hypothèses faites lors de la constitution du modèle. En effet, la constance de la pression sous-hépatique indépendamment du débit sanguin total du foie valide l'utilisation de flux sanguin constant. De plus, ces résultats conduisent à une hiérarchie des structures vasculaires au niveau de leur effet sur le modèle macroscopique, allant de la veine porte avec une pression maximale, au tronc de la veine cave pour finir avec les vaisseaux plus petits négligeables.

IV.2 Résultats de l'indentation du modèle fluide-structure

Le traitement des résultats de l'étude fluide-structure est décomposé en deux parties différentes. En premier lieu la répartition de contraintes et de pression totale sur les vaisseaux sanguins est analysée. Cela afin d'identifier les zones de pression élevée de la vascularisation. Dans un second temps les résultats des courbes force-déplacement observées durant les indentations numériques sont comparées aux résultats obtenus précédemment (*Chapitre III - II.3*) pour identifier l'effet de la vascularisation sur l'organe dans son ensemble.

La *Figure 58* présente les champs de contraintes et de pression à l'équilibre avant le début de l'indentation. Comme la contrainte due à l'indentation est bien supérieure à celle produite par la pression du fluide, la représentation combinée des deux contraintes n'est pas représentative.

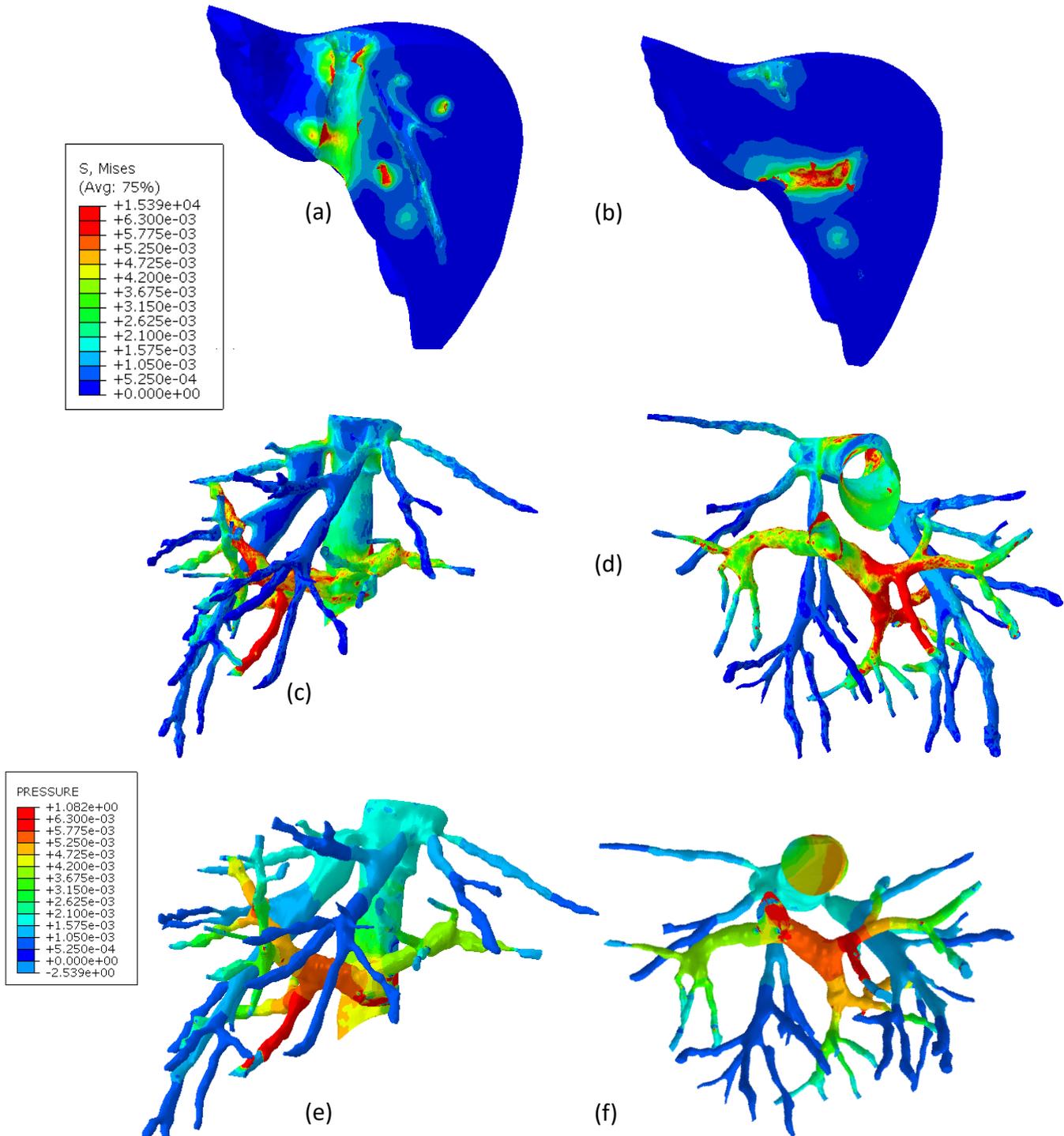


Figure 58: Répartition de la contrainte de Von Mises et de la pression obtenue lors de l'étude fluide-structure avant indentation

(a) et (b) coupe du foie montrant la répartition interne sur la structure hépatique

(c) et (d) Répartition de la contrainte de Von Mises sur la surface d'interaction entre le fluide et la structure

(e) et (f) répartition du champ de pression dans les vaisseaux sanguins en Pa

Les images (a) et (b) présentent la répartition de la contrainte de Von Mises au travers d'une coupe du foie. La contrainte de Von Mises ne représente qu'une information partielle, cependant elle permet une représentation graphique simplifiée, et offre une première information qualitative importante, complétée dans un second temps par les courbes d'indentations plus précises.

Le champ de contraintes observé présente une concentration des efforts sur la surface d'interaction avec les vaisseaux sanguins. Elle diminue rapidement autour de la paroi vasculaire, proportionnellement au rayon des vaisseaux et à la contrainte sur la surface d'interaction. La répartition de contraintes de Von Mises sur la paroi vasculaire - images (c) et (d) – est liée à la répartition de contraintes au sein du volume. Par conséquent, la concentration de pression sur la paroi vasculaire induit bien une contrainte importante au sein du tissu hépatique.

Ces deux images confirment également le rôle important de la veine porte, qui induit une contrainte en moyenne supérieure à celle de la veine. Alors que le flux est linéaire à l'entrée, le premier embranchement de la veine porte induit une perturbation du flux qui génère une forte pression (images (e) et (f)). L'effet mécanique de cette variation de pression est encore accru par sa localisation proche de la surface du foie. De plus, la pression importante est due à la séparation du flux par la bifurcation macroscopique. L'effet des petites variations de pression due à la granularité de surface ou à l'incertitude de maillage est négligeable devant l'importance de la pression. Cela permet de reporter les observations obtenues ici sur d'autres géométries : en effet, seule l'identification de la localisation des embranchements est structurant en terme mécaniques à l'échelle macroscopique, tandis que la variation de surface des parois vasculaires peut être négligée. De même, en comparant avec le tronc principal de la veine cave, sa linéarité entraîne un écoulement du fluide qui ne crée qu'une faible pression et a donc un effet plus restreint par rapport aux embranchements de la veine porte. Ainsi, dans la constitution d'un modèle numérique macroscopique du foie, les premiers embranchements de la veine porte ont un effet mécanique plus important que la veine cave.

De plus, les champs de contraintes et des pressions présentent des répartitions similaires. Cependant la contrainte intègre la profondeur de l'élément dans la structure ainsi que sa complexité structurelle. Les résultats obtenus dans l'essai structure précédent présentaient une plus forte concentration de contraintes sur le tronc principal de la veine cave.

En effet, cette structure ne prend pas en compte les rigidités induites par la combinaison de la géométrie et du fluide, mais uniquement le volume et la profondeur des hétérogénéités. L'étude fluide montre que la linéarité géométrique du tronc principal de la veine cave réduit la pression qui s'exerce sur ses parois, tandis que les embranchements de la veine porte créent une rigidité bien plus importante liée à la perturbation induite sur le fluide.

Les conclusions obtenues à partir des champs de répartition des contraintes sont également observables dans les résultats d'indentation de l'organe à une échelle macroscopique. La **Figure 59** combine les résultats expérimentaux d'indentations mini-invasives in-vivo par Samur et al. [135], des indentations numériques réalisées dans l'étude structure et des résultats de l'indentation de notre étude.

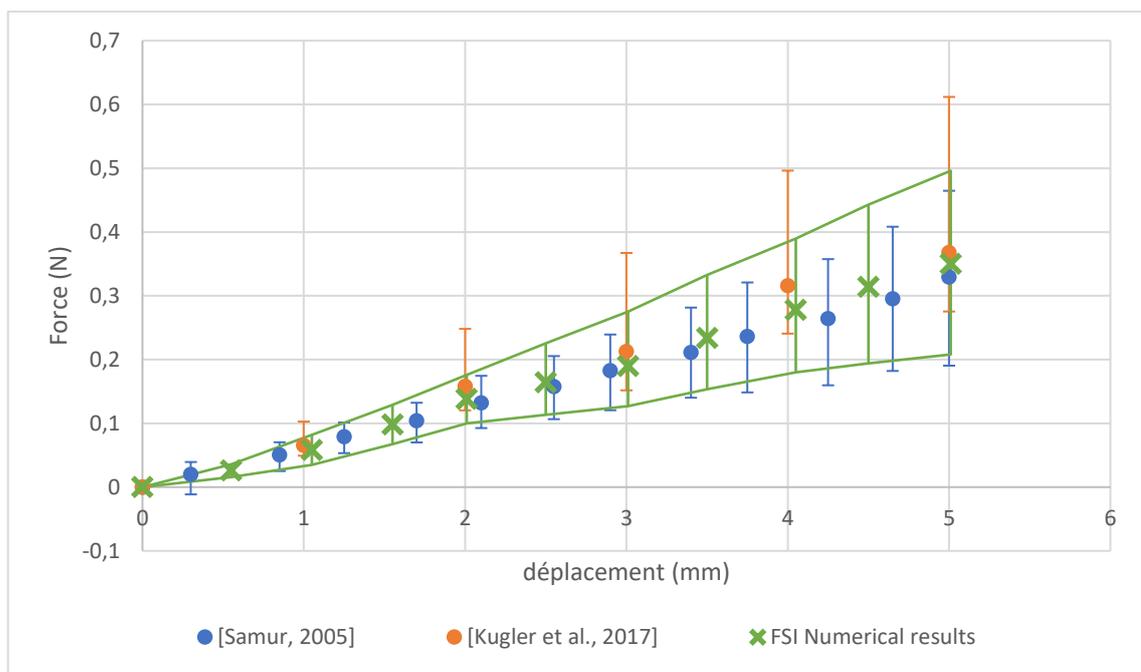


Figure 59: Courbes force-déplacement mesurées à la pointe de l'indenteur- vert et croix – comparées aux différentes études fluide et structure et à la littérature. Les carrés bleus sont extraits de Samur. [135], tandis que les points orange sont obtenus par l'étude structure et les croix vertes par l'étude fluide-structure. Les barres présentent une variation inter-patient, avec les extrema observés pour une même profondeur d'indentation, et non pas une barre d'erreur.

Les courbes force-déplacement présentent les moyennes mesurées pour une profondeur d'indentation donnée pondérée sur les 10 points d'indentations du foie effectué ici. À cela s'ajoute les barres de variation, présentant les maxima et minima de force

observées à une même profondeur d'indentation.

Les trois études présentent des courbes de valeurs moyennes similaires, ce qui indique qu'une part importante du comportement du modèle macroscopique hépatique est indépendante du flux sanguin et du modèle vasculaire utilisé. Cependant, la simulation numérique intégrant la vascularisation en tant que matériel homogène présente des maxima de force pour un même déplacement bien plus forts. Cela provient de l'indentation du tronc principal de la veine cave qui crée une très forte discontinuité quand elle est modélisée sous forme de matériau homogène. Comme la pression est plus faible sur cette région dans le modèle actuel, l'extremum de force mesuré pour une profondeur donnée est plus faible. De plus, pour les analyses fluide-structure cet extremum n'est plus atteint au niveau du tronc principal de la veine cave, mais dans le voisinage du premier embranchement de la veine porte. De même que pour l'extremum, la plage de résultats obtenue avec le modèle fluide-structure est plus proche de la plage de mesures réelles de Samur et al. [135] qu'avec le modèle structure initial, validant le modèle fluide.

Ces différents résultats conduisent à une hiérarchie des zones de la géométrie des vaisseaux sanguins, en commençant par le premier embranchement de la porte veineuse, suivi de l'entrée principale de la veine porte et du tronc de la veine cave, complétée par les autres vaisseaux qui ont peu d'effet au niveau macroscopique.

V. Conclusion

Cette étude avait comme objectif d'analyser l'effet mécanique induit par l'hétérogénéité créée par les vaisseaux sanguins à l'intérieur du foie par des simulations numériques. Différents modèles numériques sont constitués en s'appuyant sur une géométrie hépatique réelle, sur des conditions aux limites spécifiques à la géométrie choisie et sur des propriétés mécaniques structurelles issues de la littérature. Les différents paramètres d'entrée du modèle, comme la pression interne du foie ou la rigidité du tissu hépatique, sont choisis en utilisant les valeurs extraites de la littérature existante et complétés par une analyse numérique des fluides pour extraire la vitesse d'écoulement pour une géométrie donnée. Des indentations sont ensuite appliquées et des courbes force-déplacement sont obtenues sur la pointe de l'indenteur pour être comparées aux courbes obtenues par indentations réelles et présentes dans la littérature.

L'étude de débit met en évidence l'absence de variation de la pression sur les parois sous-hépatiques et valide l'utilisation d'un débit constant aux entrées et sorties des vaisseaux sanguins. En traitant chaque vascularisation séparément, le champ de pression calculé présente une forte variation entre le tronc principal de la veine cave et les veines sous-hépatiques.

De surcroît, la combinaison des résultats fluides obtenus sur chaque réseau vasculaire, montre que la veine porte induit localement une contrainte importante due à la séparation du flux au niveau de son premier embranchement. Les mesures d'indentation sur le voisinage de cette zone fournissent la rigidité maximale du modèle macroscopique. Ainsi, trois parties du foie sont identifiées en termes d'effets sur le comportement mécanique macroscopique : le premier embranchement de la veine porte avec une rigidité maximale, l'entrée de la veine porte avec le tronc principal de la veine cave, et le reste du foie pour lequel la vascularisation présente un effet mécanique négligeable.

La prise en compte de la vascularisation par cette approche nécessite un travail de précalcul complexe et lourd de création des maillages. Un traitement d'homogénéisation peut maintenant être appliqué pour construire un modèle plus simple tout en intégrant l'effet de la vascularisation qui permettrait une constitution et une résolution rapide tout en restant patient-dépendant.

CHAPITRE IV

INCLUSION DES VASCULARISATIONS DANS UN MODÈLE HOMOGÉNÉISÉ

I. Introduction

I.1 Contexte bibliographique

Nous avons vu dans le chapitre précédent que les vascularisations jouent un rôle important sur le comportement mécanique réel du foie. On rappelle également que le contexte général de la thèse et l'aide aux chirurgiens attendue ne permettent pas de rester à un niveau de complexité incompatible avec le temps réel.

Nous avons donc besoin d'intégrer les résultats précédents dans un modèle homogène équivalent, au sens de l'équivalence des lois de comportement classiquement utilisée dans la littérature [215], [241], [210], [216], [212].

Rappelons les éléments principaux de contexte : Le développement de la chirurgie mini-invasive est accompagné par la création constante de nouveaux outils d'assistance au geste et à la décision chirurgicale. Ces outils prennent une place de plus en plus importante et apparaissent à toutes les étapes du processus opératoire, de la phase préopératoire avec de la planification chirurgicale [115] à l'affichage de la modélisation 3D de structures internes en conditions peropératoires [50]. Cela nécessite généralement de calculer et de prédire la déformation des tissus.

La simulation numérique du comportement de tissus mous nécessite de trouver un équilibre entre la vitesse de résolution et la précision requise. Afin d'atteindre une fréquence d'affichage élevée, Cotin et al. [41], [108] utilisent un Modèle Masse-Ressorts (MSM) combiné à des lois de comportement mécanique linéaires élastiques dégradées. Leur travail est fondé sur le principe qu'un retard de calcul ne peut pas être compensé par une amélioration du modèle mécanique [87]. En effet, la résolution des équations de la mécanique en conditions peropératoires crée un lien singulier entre le temps de calcul et la complexité du modèle. Ainsi, la priorité donnée au temps de réponse conduit à l'utilisation de lois de comportement mécanique uniformes et simplifiées.

Plus récemment, des approches fondées sur la réduction de modèles, comme la Proper Generalized Decomposition (PGD) de Chinesta et al. [101] ou la méthode Sparse Subspace Learning (SSL) [242], utilisent des méthodes d'apprentissage pour dépasser cette limite. L'apprentissage préopératoire permet de fournir une déformation mécanique sans pour autant nécessiter la résolution numérique des équations de la mécanique, en conditions peropératoires. Pour ce faire, ils construisent une bibliothèque de cas de référence, grâce à

des calculs préopératoires intensifs. Une solution interpolée est alors construite, capable de fournir les déformations en temps réel.

Nous avons rappelé rapidement dans le paragraphe [Chapitre III - III.2.1.1](#) les grandes classes de méthodes d'homogénéisation disponibles. Nous développons dans ce chapitre une approche originale mais simplifiée afin de tenir compte au mieux des effets des vascularisations, tout en restant dans notre contexte de temps réel.

1.2 Modèle mécanique du foie

Les modèles mécaniques résolus en conditions peropératoires intègrent de nos jours des lois de comportement homogènes uniformes. De nombreux articles de la littérature traitent des différents moyens d'identification de paramètres de ces modèles à partir de tissu hépatique.

Comme le rappelle la [Figure 60](#), l'apport de sang du foie provient de la veine porte (80% du sang total entrant dans le foie) [204], [205] et de l'artère aorte (20% du sang entrant dans le foie). Le sang se déplace des veines sous-hépatiques au cœur, en passant par la veine cave. Les vaisseaux sanguins qui pénètrent dans le foie ont un rayon compris entre 10 et 30 mm [243]. Les rayons des vascularisations entrantes ne sont, a priori, pas négligeables devant la taille de l'organe.

Umale et al. [133] s'interrogent sur l'hétérogénéité induite par les vaisseaux sanguins. Pour ce faire, ils ont entrepris de caractériser le matériau constituant la paroi des vaisseaux sanguins pour le comparer à l'élasticité du tissu hépatique qui est de $2,24 \pm 0,23$ kPa pour les foies sains et jusqu'à $4,68 \pm 1,61$ kPa pour le foie sous cirrhose [144]. Par des tractions uniaxiales ils mesurent, une élasticité des parois de 620 ± 41 kPa. Cet écart important confirme que les vaisseaux sanguins créent une inclusion rigide non négligeable dans le modèle mécanique du foie.

Le rapport de rigidité entre les deux matériaux est confirmé par les mesures ultrasons in-vivo de Chatelin et al [142].

Afin d'analyser l'effet mécanique de ces hétérogénéités, des simulations numériques fluide-structure ont été conduites dans le [Chapitre III](#). Les résultats obtenus ont montré que les entrées des réseaux vasculaires ont un effet mécanique non négligeable au niveau macroscopique.

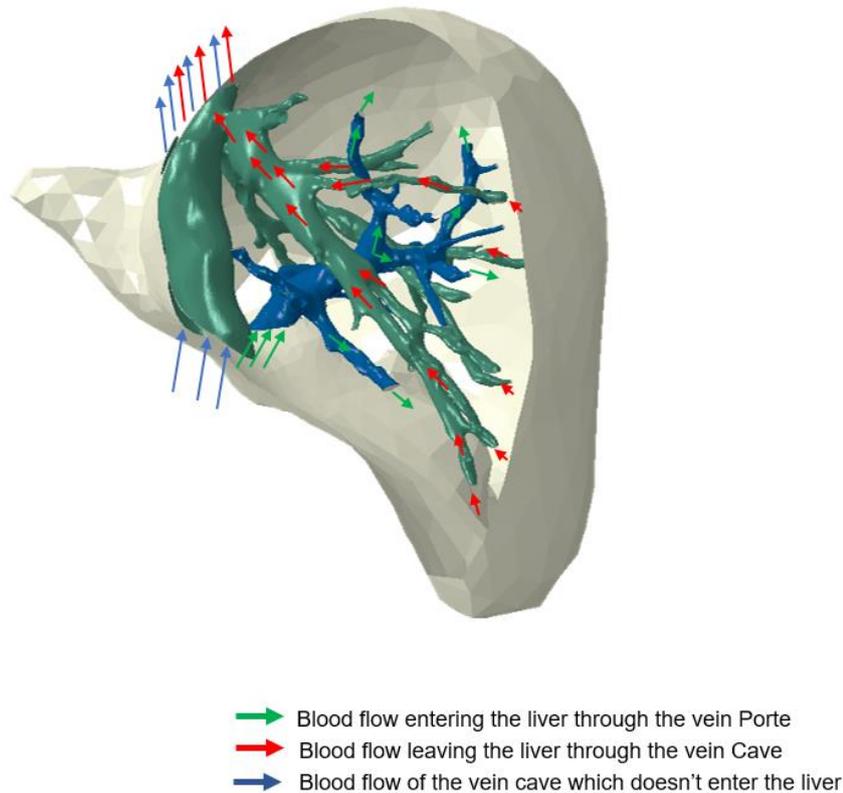


Figure 60 : Anatomie du foie avec le sens et la direction d'écoulement des fluides.

Les conclusions du [Chapitre III](#) mettent en évidence le rôle particulier du premier embranchement de la veine porte. En effet, il crée un point dur en raison de la complexité de la géométrie. La seconde structure macroscopique à prendre en compte est le tronc principal de la veine cave. Si la linéarité du flux induit une pression moindre, sa taille induit cependant une rigidité locale non négligeable. Pour le reste de la vascularisation, le champ de pression reste constant, indépendamment des variations sanguines, et suffisamment faible pour pouvoir être raisonnablement directement intégré dans la loi de comportement mécanique du tissu hépatique. Ainsi différents points de rigidité plus élevée ont été identifiés et nous cherchons à les intégrer dans le modèle mécanique macroscopique du foie développé dans notre travail.

1.3 Problématique et homogénéisation

1.3.1 **Problématique**

Dans le [Chapitre III](#), le maillage de la vascularisation est intégré dans l'organe le contenant grâce à l'algorithme développé dans le [Chapitre II](#). Cela permet de modéliser

l'interaction du sang avec le tissu hépatique. Cette approche permet de générer des maillages particulièrement adaptés à la simulation d'interaction fluide-structure. Elle nécessite malheureusement de nombreuses et longues étapes de calcul, difficilement automatisables.

Ces géométries contiennent un nombre trop élevé d'éléments pour être utilisées en conditions peropératoires (cf. [Chapitre II](#)). Le [Tableau 10](#) permet de comparer les tailles d'un maillage classique avec la même géométrie, mais en intégrant la vascularisation. Le nombre de nœuds et d'éléments présente une différence d'échelle de l'ordre de 100. Cela va naturellement influencer directement le temps de calcul nécessaire à la simulation numérique.

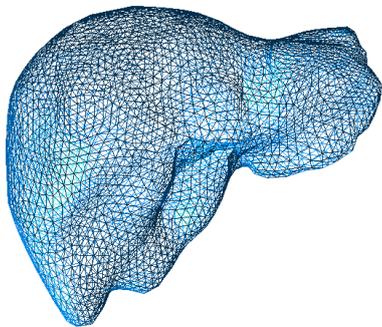
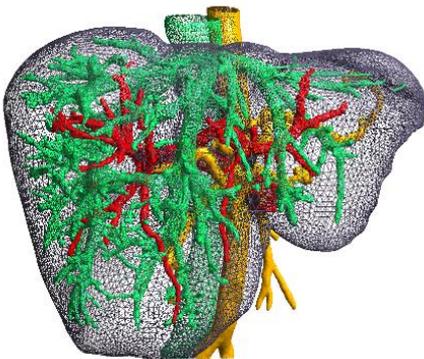
	Foie simple	Foie vascularisé
		
Nbr Nœuds	7 832	590 650
Nbr Éléments	36 396	3 061 717
Taille moyenne des liens (mm)	4,35	0,488
Ordre grandeur durée résolution	Quelques minutes	Quelques jours

Tableau 10 : Comparaison de la taille d'un même maillage en intégrant ou ignorant la vascularisation .

En outre, la précision requise pour des applications de Réalité Augmentée devant être de l'ordre de 4 mm maximum [244], la géométrie du foie sans la vascularisation est amplement suffisante, sous condition que l'effet mécanique de la vascularisation soit pris en compte par ailleurs. Le support géométrique numérique peut donc être le foie sans la vascularisation, plus léger et donc plus rapide, mais nécessite un traitement mathématique spécifique pour que la

vascularisation soit prise en compte dans la résolution mécanique.

Dans ce cas, l'effet mécanique de la vascularisation identifié précédemment ne peut plus être pris en compte grâce à la géométrie mais doit être intégré au travers de la répartition des propriétés mécaniques.

Notre étude a pour objectif de créer un modèle numérique à partir du maillage du foie. Le modèle doit intégrer les propriétés mécaniques de la vascularisation, grâce à une homogénéisation macroscopique multi-échelle [212].

1.3.2 *Procédés d'homogénéisation*

La modélisation numérique du comportement de matériaux présentant des inclusions est une tâche particulièrement complexe. Plusieurs méthodes de calcul d'homogénéisation par pondération ont été élaborées et mises en œuvre [216], [245], [246] pour prédire leur comportement exact.

Eschelby développe une approche d'homogénéisation qui a pour objectif d'identifier une propriété mécanique équivalente dans un Volume Élémentaire Représentatif (VER), plutôt que d'intégrer l'inclusion par sa géométrie. Elle nécessite une connaissance à minima statistique sinon exacte de la répartition de l'inclusion dans le milieu hôte. Une rigidité équivalente unique est ensuite attribuée aux éléments d'une même zone en fonction des structures interne homogénéisées.

Cette décomposition induit principalement deux problématiques :

- La première correspond à la gestion de la discontinuité des propriétés mécaniques à la frontière entre deux zones. En effet, cette discontinuité peut entraîner une perturbation au niveau de la résolution de la réponse mécanique qui affecte la précision de la réponse finale.
- La seconde difficulté est liée à la forte variation de la géométrie des patients. Cela impose un traitement spécifique et donc la capacité d'automatiser le zonage et l'homogénéisation.

Pour résoudre ces deux problèmes, nous proposons de calculer une rigidité homogène spécifique pour chaque élément plutôt que de découper le foie en zones ayant des propriétés mécaniques uniformes. Pour ce faire, une fonction spatiale continue permet d'associer à chaque élément volumique une rigidité équivalente, en fonction de sa localisation. En effet, la

répartition de rigidité calculée est continue sur le maillage, et fournit une rigidité spécifique par élément qui ne nécessite pas de découpe en zones. Ainsi, l'effet mécanique de vascularisation est intégré par une rigidité mécanique plutôt que par la géométrie.

La **Figure 61** présente les principales étapes du processus d'homogénéisation que nous allons appliquer. Nous allons donner ici une description générale du procédé d'homogénéisation développé par la suite.

Le processus d'homogénéisation que nous appliquons se décompose en trois étapes principales :

- 1) Étude de l'effet mécanique d'un tube de rayon variable et de pression interne variable inclus dans une matrice de tissu hépatique
- 2) Étude de la combinaison de plusieurs tubes unitaires inclus dans une même matrice
- 3) Application au cas du foie

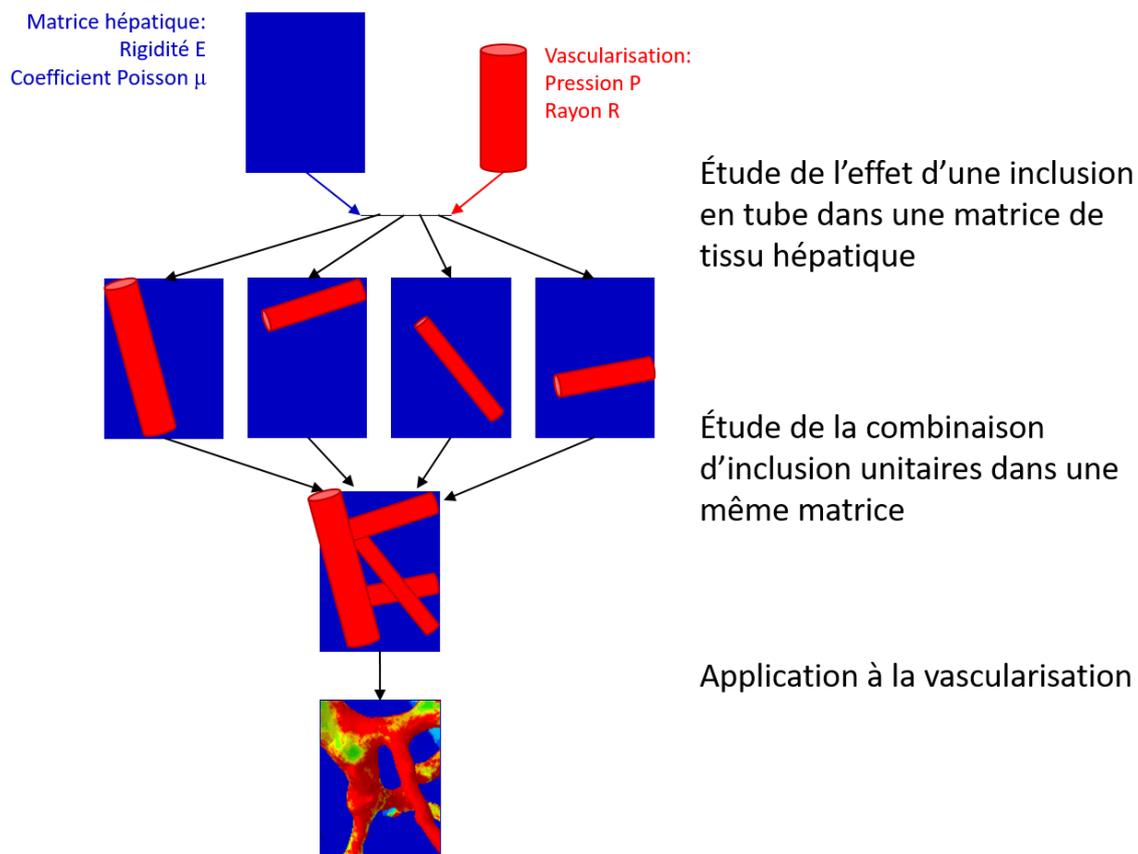


Figure 61 : Description générale du procédé d'homogénéisation :

- 1) Étude de l'effet mécanique d'un tube de rayon variable et de pression interne variable inclus dans une matrice de tissu hépatique
- 2) Étude de la combinaison de plusieurs tubes unitaires inclus dans une même matrice
- 3) Application au cas du foie

La première étape, qui correspond au traitement d'une inclusion unique au sein d'une matrice hépatique, est fondée sur l'homogénéisation locale de la pression à l'intérieur d'une hétérogénéité cylindrique (vascularisation) dans un hôte (tissu hépatique). Nous utiliserons la Generalized Explicit Eshelby-type Estimator (GEEE) [214] qui est une version généralisée de la méthode d'Eschelby [213]. L'objectif de cette étape est d'obtenir une carte de répartition de la rigidité équivalente à celle de l'inclusion. Celle-ci sera fonction du rayon et de la pression sur les parois de l'inclusion.

Dans la seconde étape, les résultats obtenus sur des inclusions unitaires seront combinés pour permettre de traiter un ensemble de tubes dans une même matrice. Pour cette étape, nous ne pouvons pas utiliser d'approche statistique globale. En effet, l'objet du travail est de traiter un nombre restreint de vascularisations de taille importante, tandis que l'approche statistique requiert une présence dense d'inclusions de taille réduite dans la matrice [210].

Enfin, ces résultats d'homogénéisation sont appliqués à la vascularisation en fonction de la répartition de la pression veineuse, sur la base des résultats de l'étude précédente (cf. Chapitre III).

Une fois le processus d'homogénéisation établi, il est appliqué à un échantillon de référence sous forme de gel cylindrique aux propriétés contrôlées. Celui-ci est soumis numériquement et expérimentalement à une indentation. Pour modéliser l'écoulement sanguin, le gel est traversé par un tube parcouru d'un fluide. Nous mesurons les déformations internes expérimentales par échographie. Elles sont ensuite comparées au déplacement numérique obtenu par une simulation numérique qui met en œuvre les résultats d'homogénéisation développés dans notre étude. Les résultats permettront de valider la précision du modèle homogénéisé.

II. *Constitution du modèle du foie homogénéisé*

Pour constituer un modèle du foie homogénéisé fondé sur une géométrie n'incluant pas la vascularisation, nous prenons celle-ci en compte au travers de la répartition des propriétés mécaniques. Ainsi, une valeur spécifique de la loi de comportement est donnée à chaque élément du maillage volumique. Notre étude vise à constituer une fonction spatiale qui fournit une rigidité équivalente pour un élément volumique donné. Cette fonction intégrera la localisation des différentes structures vasculaires sous forme de paramètre.

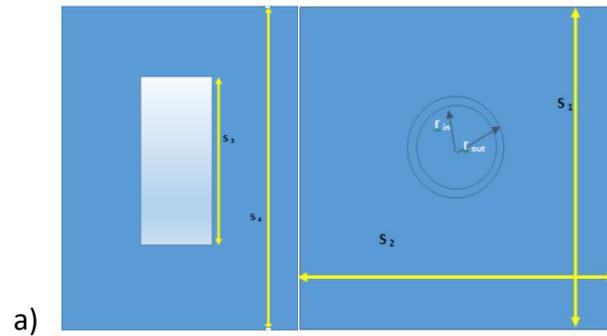
Ce travail a été réalisé en collaboration avec l'équipe du professeur Baniassadi (Université de Téhéran) qui a permis l'obtention des propriétés mécaniques équivalentes pour une inclusion cylindrique dans une matrice homogène.

II.1 Homogénéisation d'une unique inclusion

II.1.1 *Constitution d'une base de référence*

Pour constituer la fonction de répartition de la rigidité, nous traiterons dans un premier temps des cas unitaires. Il s'agit de cas d'inclusions de tube cylindriques, traversés par un flux.

Le calcul des paramètres matériels équivalents d'un VER (Volume Élémentaire Représentatif) est réalisé par Baniassadi et al. au moyen de simulations d'indentations sur les cas unitaires d'inclusions cylindriques. Les échantillons de test correspondent à des cubes traversés par un tube qui est soumis à une pression de paroi. La *Figure 62* représente sept cas extraits parmi ceux traités par Baniassadi et al. D'un essai à l'autre le rayon de l'inclusion reste constant, tandis que la taille du cube augmente. Cela permet d'identifier l'effet de l'inclusion à différents niveaux de profondeur de l'inclusion. Pour chacun d'eux, les indentations sont menées en utilisant diverses valeurs pour la pression exercée sur la paroi du tube. Les simulations sont effectuées avec un matériau élastique de module de Young de 3 kPa et coefficient de Poisson de 0,3 avec une densité de 1000 kg / m³ comme le tissu hépatique.



b)

	S_1 (mm)	S_2 (mm)	S_3 (mm)	S_4 (mm)	r_{out} (mm)	Wall Thickness (mm)
prototype 1	10	10	26.76	35	3.59	0.5
prototype 2	15	15	26.76	35	3.59	0.5
prototype 3	20	20	26.76	35	3.59	0.5
prototype 4	30	30	26.76	35	3.59	0.5
prototype 5	40	40	26.76	35	3.59	0.5
prototype 6	50	50	26.76	35	3.59	0.5
prototype 7	60	60	26.76	35	3.59	0.5

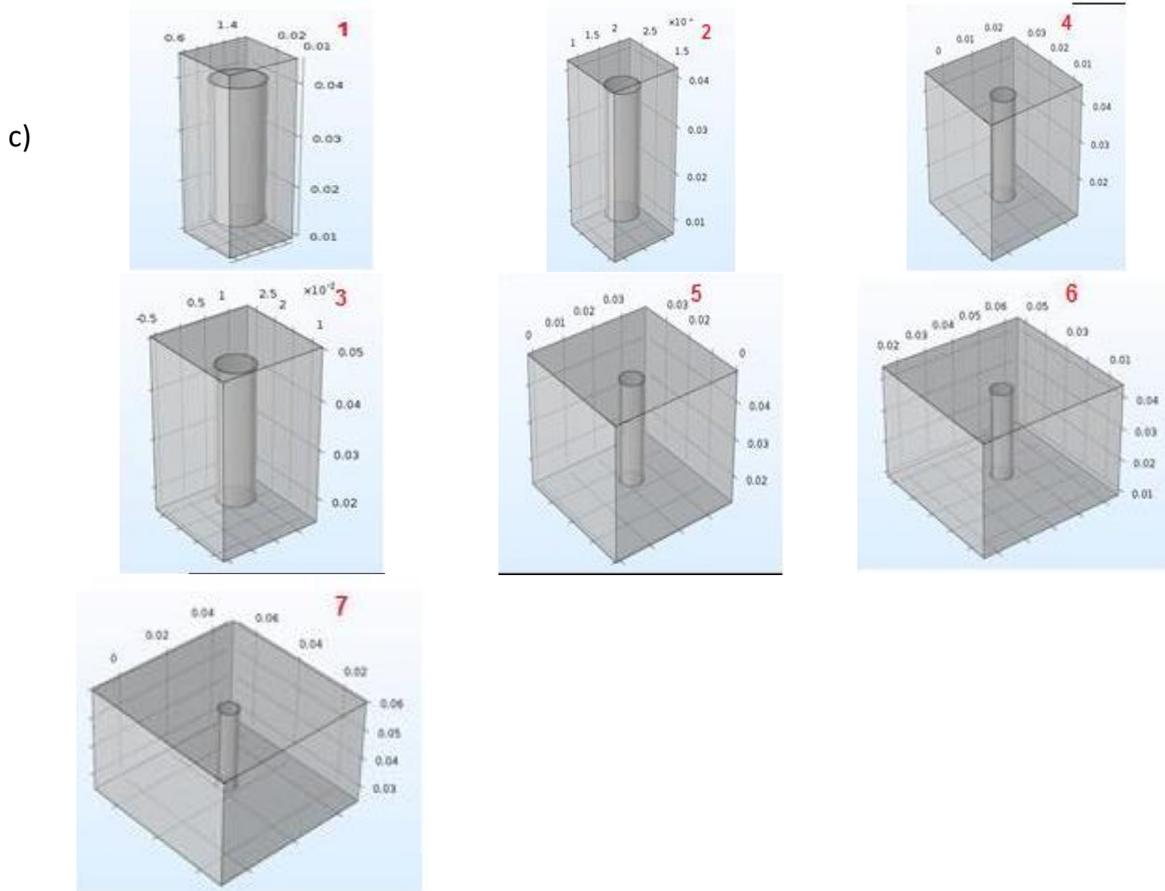


Figure 62 : Exemple de sept prototypes de tailles diverses. Une pression est exercée sur la paroi vasculaire. Des indentations sont conduites pour diverses valeurs de pression exercées sur les parois de l'inclusion.

- a) Schéma des échantillons testés et des grandeurs caractéristiques associées
- b) Tableau récapitulant les proportions des différents essais
- c) Illustrations des essais

Pour chacun de ses éléments de test, le chargement est imposé en déplacement, et la contrainte est simulée numériquement à l'aide du logiciel commercial Comsol Multiphysics®. La Figure 63 présente la réponse en contrainte de Von Mises, utilisée pour des questions de représentation, d'un élément de test.

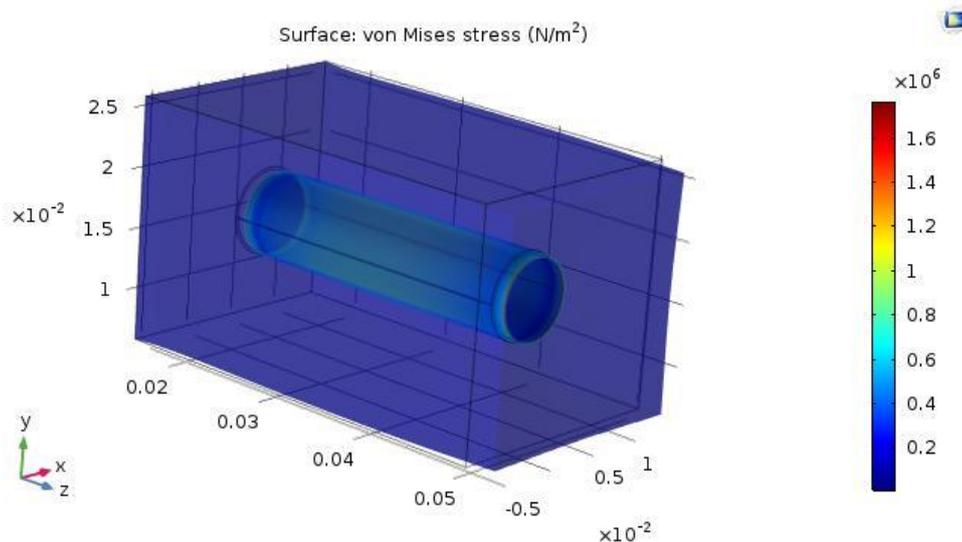


Figure 63 : Réponse en contrainte d'un élément de test unitaire, lorsque soumis à un déplacement imposé, d'après Baniassadi et al.

À partir de la contrainte et de la déformation longitudinale, Baniassadi et al. extraient le module de Young effectif pour les différents échantillons. La Figure 64 illustre la décroissance du module de Young effectif observé d'un essai à l'autre. On observe sur cette courbe une convergence vers le module de Young du tissu hépatique. Pour une distance suffisamment importante, l'inclusion n'influence plus le module de Young. De plus, plus la dimension du VER est petite par rapport à celle de l'inclusion, plus le module de Young mesuré correspond à un module équivalent à celui de l'inclusion.

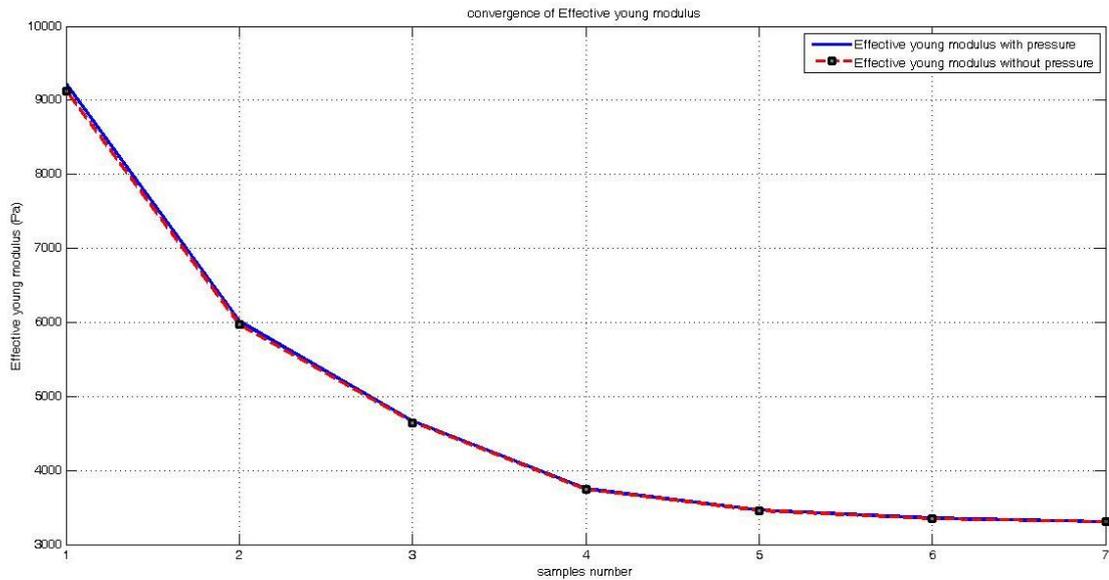


Figure 64 : Courbe de la variation du module de Young efficace en Pa pour les différents essais. Pour chaque essai, l'échantillon augmente en taille pour un même rayon d'inclusion.

Les résultats de Baniassadi et al. fournissent des éléments de référence pour la constitution d'une fonction d'homogénéisation traduisant la variation du module de Young effectif en fonction de la distance à l'inclusion. Nous développons ensuite un modèle homogénéisé à partir de ces résultats.

II.1.2 Identification des bornes de la fonction de répartition unitaire

Les résultats de Baniassadi et al. présentent une diminution de la rigidité équivalente ΔE entre la rigidité équivalente du fluide E_v et celle du tissu hépatique E_l , en fonction de la profondeur de l'inclusion au sein du matériau hôte. Ces observations sont traduites dans les équations IV.1.1 et IV.1.2 sous forme analytique.

Étant donné qu'elles sont obtenues de manière expérimentale, les valeurs des seuils sont intégrées avec un facteur d'erreur possible noté ϵ . Il s'agit de la traduction en pourcentage de l'incertitude numérique des essais de Baniassadi et al. qui ont conduit à l'établissement des bornes. La prise en compte de cette erreur fournit des extrema simplifiés, mais suffisants au regard du contexte chirurgical d'application, que le modèle homogénéisé doit respecter. Ainsi, l'ensemble des seuils obtenus à partir des observations de Baniassadi et al. sont traduits par des bornes inférieures ou supérieures dans la détermination des limites.

Nous noterons « d » la distance entre le centre d'un élément X donné et l'axe central

de l'inclusion à homogénéiser.

La première borne définie par Baniassadi et al. implique que tous les éléments situés à une distance inférieure au rayon R de l'axe central de l'inclusion sont directement considérés comme ayant la rigidité veineuse équivalente E_v (équation IV.1.1). Cette borne permet de modéliser le tissu veineux par une rigidité équivalente sur l'ensemble de son volume.

Ensuite, Baniassadi et al. introduisent une distance caractéristique à partir de laquelle la rigidité équivalente est proche de celle du tissu hépatique E_l . En effet, au-delà de cette distance, le tissu hôte va absorber l'ensemble de la déformation. L'inclusion aura par conséquent un effet mécanique négligeable. Ils constatent que cette distance caractéristique est linéairement dépendante du rayon de l'inclusion, et dépend de la pression exercée sur les parois. Nous définissons le facteur d'effet K comme le rapport de la distance caractéristique avec le rayon de l'inclusion associée. Il est strictement supérieur à 1, et fonction de la pression. Cette seconde condition est traduite sous forme analytique dans l'équation IV.1.2.

$$\forall d < R, \quad E_{eq}^v(d) \geq (1 - \varepsilon) \Delta E + E_l \quad \text{IV.1.1}$$

$$\forall d > K \times R, \quad E_{eq}^v(d) \leq \varepsilon \Delta E + E_l \quad \text{IV.1.2}$$

Avec :

E_l le module de Young du tissu hépatique

E_v le module de Young équivalent du tissu veineux

ΔE la différence de module de Young $\Delta E = E_v - E_l$

R le rayon moyen de l'inclusion homogénéisé

ε le facteur d'erreur

K le facteur d'effet

d la distance entre le centre de l'élément traité à l'axe central de l'inclusion

$E_{eq}^v(d)$ la fonction de répartition spatiale de la rigidité

II.1.3 **Établissement d'une fonction de répartition de rigidité unitaire**

La modélisation de E_{eq}^v par une fonction exponentielle de second ordre permet de remplir les conditions imposées dans l'équation IV.1.1. L'équation IV.1.2 présente l'expression analytique d'une telle fonction appliquée au cas d'homogénéisation.

En outre, comme les deux distances caractéristiques établies dans l'équation IV.1 sont

proportionnelles au rayon de l'inclusion, nous utilisons le rapport de la distance d du centre de l'élément visé à l'inclusion sur le rayon R de l'inclusion, comme variable de la fonction normale au sens des statistiques.

L'application des conditions décrites dans l'équation IV.1 à la fonction normale définie dans l'équation IV.2, conduit à l'identification de ses paramètres α et β . Ils seront exprimés en fonction du facteur d'effet K tel que présenté dans l'équation IV.3 :

$$E_{eq}^v(d) = E_l + \Delta E \times e^{-\alpha \frac{d^2}{R^2} - \beta \frac{d}{R}} \quad \text{IV.2}$$

Avec :

$$\alpha = \frac{\ln(1 - \varepsilon) K - \ln(\varepsilon)}{K(K - 1)} \quad \text{IV.3}$$

$$\beta = \frac{-\ln(1 - \varepsilon) K^2 + \ln(\varepsilon)}{K(K - 1)}$$

Le rayon et la pression interne de l'inclusion sont les deux facteurs qui influencent la répartition de la rigidité dans la matrice d'après Baniassadi et al. Le rayon est directement intégré dans la variable de la fonction exponentielle de second ordre. La pression interne est présente dans le facteur d'effet K et le module de Young veineux équivalent E_v . Les paramètres α et β sont ainsi uniquement dépendants de la pression interne. Le facteur d'effet K , ainsi que le module de Young équivalent sont obtenus à partir d'un abaque des résultats des différents cas d'indentations unitaires constitués par Baniassadi et al.

Cette première étude numérique est conduite sur des échantillons cubiques isolés qui sont traversés par un tube. Différents cas de pression interne et de rayon d'inclusion sont testés. Ils conduisent à la construction d'une fonction spatiale de répartition de la rigidité. Celle-ci est modélisée par une fonction normale, et intègre le rayon de l'inclusion et la pression au travers de ses différents paramètres. Elle n'est cependant valable que lorsqu'il n'y a qu'un seul tube. La constitution d'un modèle complet du foie nécessite de prendre en compte la combinaison de différentes fonctions de répartition unitaires modélisant chacune l'effet d'une partie de la vascularisation. Nous allons pour cela effectuer un second travail d'homogénéisation pour combiner l'influence d'un ensemble d'inclusions.

II.2 Homogénéisation d'un ensemble d'inclusions

La fonction de répartition de la rigidité établie pour un cas standard et unitaire présente des restrictions pour une application au foie.

Tout d'abord, la plage de déformation du foie pendant la chirurgie est très large. Par conséquent, la loi de comportement mise en œuvre doit être plus complexe que la loi élastique linéaire utilisée jusque-là. La loi de comportement choisie doit toutefois offrir la possibilité d'intégrer la fonction de répartition spatiale.

Ensuite, le foie présente de très nombreux vaisseaux. Il convient donc de prendre en compte ceux qui ont un effet sur le comportement mécanique macroscopique. Nous utilisons une méthode de pondération de plusieurs fonctions spatiales, pour construire un modèle macroscopique de l'ensemble du foie.

II.2.1 *Principe de l'homogénéisation multi-structurelles*

La fonction de répartition de la rigidité établie précédemment pour le cas unitaire est utilisée pour chaque structure vasculaire à intégrer. Chacune présentant un rayon et un champ de pression singulier, les grandeurs homogénéisées K et E_v sont également très différentes. Ainsi, les paramètres caractéristiques ΔE , α et β des différentes fonctions à prendre en compte varient d'une fonction à l'autre. La [Figure 65](#) schématise cette problématique pour le cas spécifique de deux tubes. Ils ont chacun une fonction de répartition de rigidité spécifique. Nous construisons une fonction de répartition de rigidité globale $E_{eq}(X)$, qui intègre l'ensemble des inclusions à homogénéiser.

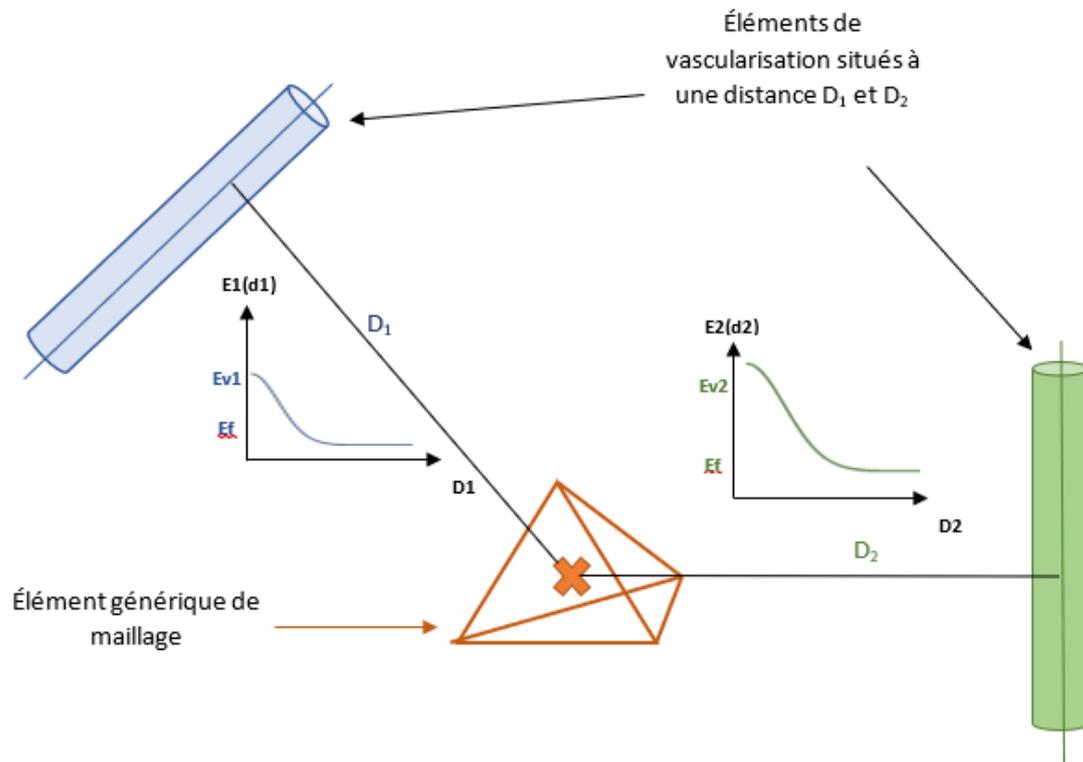


Figure 65 : Schéma présentant la pondération des effets de deux vascularisations distinctes pour déterminer la rigidité équivalente d'un élément (orange)

II.2.2 Identification des bornes de la fonction de répartition globale

Cette fonction globale doit respecter les contraintes des bornes (équation IV.1) de l'ensemble des structures à homogénéiser. Deux nouvelles contraintes sont établies sous forme de bornes.

En premier lieu, pour les éléments localisés à une distance d_i inférieure au rayon R_i d'une structure vasculaire, la propriété mécanique calculée doit être proche du module de Young équivalent E_{vi} .

En second lieu, pour les éléments qui se situent au-delà des distances caractéristiques des structures à homogénéiser, la rigidité équivalente doit être celle du tissu hépatique E_v .

Le coefficient d'erreur associé à la valeur de 5% des bornes des fonctions unitaires est reporté dans les bornes de la fonction globale. L'équation IV.4 présente la forme analytique des deux bornes présentées.

$$\begin{aligned} \forall X \ / \ d(X, E_i) < R_i, \\ (1 + \varepsilon) \Delta E_i \geq \left| E_{eq}(X) - E_l \right| \geq (1 - \varepsilon) \Delta E_i \end{aligned} \quad \text{IV.4.1}$$

$$\begin{aligned} \forall X \ / \ \forall i, d(X, E_i) > K_i \times R_i, \\ \varepsilon \times \Delta E_i \geq \left| E_{eq}(X) - E_l \right| \end{aligned} \quad \text{IV.4.2}$$

II.2.3 Construction de la fonction de répartition de rigidité globale

Une fonction de répartition de rigidité spécifique E_{eq}^v est associée à chaque structure veineuse. Elle doit être intégrée dans le modèle macroscopique. Nous allons constituer, en plusieurs étapes, une unique fonction E_{eq} qui combine les différentes influences des structures vasculaires, tout en respectant les conditions de l' Eq IV.4.

Premièrement, nous choisissons d'exprimer la fonction globale sous forme de somme finie des E_{eq}^v (Eq IV.5). Ce choix permet d'intégrer un nombre variable de structures veineuses, et ainsi offre une grande adaptabilité du modèle.

$$E_{eq}(X) = \sum_{i=1}^N \left(E_l + \Delta E_i \times e^{-\alpha_i \frac{d_{Xi}^2}{R_i^2} - \beta_i \frac{d_{Xi}}{R_i}} \right) \quad \text{IV.5}$$

Cependant, l'effet mécanique ne peut être directement sommable. En effet, pour un élément donné, la rigidité équivalente correspond à un effet pondéré des différents effets unitaires. De même, la fonction de répartition de la rigidité globale doit intégrer la même pondération des fonctions de répartition unitaires.

Le premier élément de pondération est de ne sommer que l'effet sur la variation de rigidité. En effet, pour l'ensemble des fonctions unitaires la valeur de E_l est commune, et seule la variation de rigidité ΔE_i est pondérée par la loi normale. Ainsi, en ne sommant que les variations de rigidité dans la fonction globale, on obtient l'équation IV.6 qui vérifie la condition de l'équation IV.4.2.

$$E_{eq}(X) = E_l + \sum_{i=1}^N \left(\Delta E_i \times e^{-\alpha_i \frac{d_{Xi}^2}{R_i^2} - \beta_i \frac{d_{Xi}}{R_i}} \right) \quad \text{IV.6}$$

Cette fonction ne respecte cependant pas encore l'équation IV.4.1. En effet, dans le voisinage d'une structure vasculaire, la rigidité calculée somme celle de la veine en question avec l'influence des autres veines. La valeur de la fonction globale produite est donc trop importante. Ainsi, il est nécessaire de pondérer la rigidité induite par chaque structure pour obtenir une valeur respectant les contraintes.

Les termes de pondération doivent permettre de rendre une fonction unitaire prépondérante devant les autres termes dans le voisinage de la structure qu'elle représente. Pour cela, nous utiliserons des poids de pondération qui correspondent à des filtres réjecteurs de bande. Ces derniers sont configurés pour qu'une fonction unitaire n'exprime dans le voisinage d'une autre structure veineuse que celle qu'elle représente. Cela permet de conserver les effets de la fonction de répartition unitaire, sans pour autant affecter directement les autres veines.

Les différents réjecteurs de bande sont ainsi centrés sur l'élément structurel auquel ils sont associés et présentent une bande de rejet équivalente à la distance d'effet de la fonction unitaire associée. Ainsi, pour un élément dans le voisinage d'une structure, seule la fonction unitaire associée s'exprimera, garantissant la condition de l'équation IV.4.1.

La fonction de répartition de la rigidité spatiale globale qui en résulte est présentée dans l'équation IV.7. Dans cette expression, les termes D_{ij} représentent la distance entre les structures vasculaire i et j .

$$E_{eq}(X) = E_l + \sum_{i \in S} \left(\Delta E_i \times e^{-\alpha_i \frac{d_{xi}^2}{R_i^2} - \beta_i \frac{d_{xi}}{R_i} - \sum_{i \neq j} \frac{\alpha_j * R_i^2 * (D_{ij}^2 - d_{Xj}^2)}{d_{Xj}^2 * D_{ij}^2}} \right) \quad \text{IV.7}$$

Avec :

E_l le module de Young du tissu hépatique

E_i le module de Young équivalent de l'inclusion i

ΔE_i la différence de module de Young de l'inclusion i $\Delta E_i = E_i - E_l$

R_i le rayon moyen de l'inclusion i

d_{xi} la distance entre le centre de l'élément traité X à l'inclusion i

α_i, β_i paramètres α et β liés à la fonction de répartition spatiale unitaire pour l'inclusion i

D_{ij} distance entre les inclusions i et j

Une fois cette fonction de répartition établie, celle-ci est intégrée au modèle numérique. Dans la méthode des éléments finis (EF), les différents calculs numériques sont effectués de manière itérative. Les champs d'énergie, de contrainte et de déformation sont déterminés pour chaque élément en utilisant les propriétés mécaniques qui lui sont affectées. La fonction de répartition globale ajoute donc une étape de calcul uniquement en début de simulation, pour déterminer les propriétés mécaniques initiales de chaque élément.

II.3 Constitution du modèle du foie

Les essais numériques sur des inclusions unitaires ont permis de constituer une fonction de répartition du module de Young. Pour permettre de couvrir plusieurs inclusions, les fonctions obtenues sont pondérées en fonction de leurs distances respectives. La fonction de répartition de la rigidité globale obtenue permet ainsi de déterminer pour chaque élément d'un modèle donné une rigidité équivalente. Nous appliquons maintenant ces résultats d'homogénéisation au foie et à ses vascularisations. Cela nous permet de construire un modèle numérique intégrant l'influence de la vascularisation à une échelle macroscopique, sans nécessiter d'effectuer des études fluides-structures consommatrices en temps et en ressources numériques.

II.3.1 *Propriétés mécaniques intégrées*

Afin de constituer le modèle numérique du foie, nous définissons dans un premier temps la loi de comportement et les propriétés mécaniques à homogénéiser.

De nombreuses études caractérisent les propriétés mécaniques des tissus mous intra-abdominaux en utilisant différentes lois de comportement mécaniques constitutives des matériaux. [129], [131], [135], [142], [147], [152], [156] identifient les propriétés mécaniques de différents modèles. Dans notre étude, nous modéliserons les tissus par une loi de comportement hyperélastique. La littérature fournit des paramètres pour une loi de comportement d'Arruda-Boyce, que nous utiliserons dans ce modèle. Celle-ci est en effet à la fois simple au regard des nombreuses lois de comportement hyperélastique, et amplement suffisante en terme de précision au regard des contraintes d'application au domaine de la chirurgie. Elle permet de fournir une réponse réaliste pour les petites et grandes déformations. Le potentiel énergétique d'Arruda-Boyce et la loi de comportement sont exprimés comme suit:

$$W = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1} (J - 1)^2 \quad \text{IV.8.1}$$

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial E} \quad \text{IV.8.2}$$

Où \bar{I}_1 est le premier invariant, J la variation de volume total, et où C_{10} et D_1 sont des constantes matériaux. Tandis que σ correspond au second tenseur de contrainte de Piola–Kirchhoff et E le tenseur des déformations de Green-Lagrange. Comme le comportement mécanique associé à la loi de comportement d'Arruda-Boyce est directement implémenté dans le code éléments finis Abaqus® [239], il suffit de spécifier les propriétés constantes du matériau.

Il est possible de corrélérer les paramètres hyperélastiques aux propriétés élastiques à l'aide des relations de Paccini [247] $C_{10} = \frac{E}{4(1+\nu)}$ et $D_1 = \frac{6(1-2\nu)}{E}$ où E est le module de Young, et ν le coefficient de Poisson.

Dans notre étude, tous les matériaux utilisés sont biologiques et sont considérés comme incompressibles [112]. Le coefficient de Poisson utilisé pour modéliser les vaisseaux sanguins ainsi que le tissu hépatique est constant sur le modèle macroscopique global. En effet, l'ensemble des tissus, aussi bien hépatique que vasculaire, sont considérés comme incompressibles. Par conséquent le coefficient de Poisson avoisine 0,5. Pour des questions de convergence du solveur mécanique, nous utiliserons une valeur de 0,495. Cette valeur permet d'effectuer le calcul analytique sur la rigidité pour en déduire les propriétés d'Arruda-Boyce équivalentes.

II.3.2 Application des procédés d'homogénéisation au foie et à ses vascularisations

Les études menées dans le Chapitre III ont mis en évidence plusieurs éléments géométriques ayant une rigidité plus importante que le tissu hépatique hôte. Cette variation est due à la géométrie et aux propriétés spécifiques des parois veineuses.

L'étude montre que le tronc principal de la veine cave et les premiers embranchements de la veine porte ont une rigidité suffisamment importante pour ne plus être négligée (Figure 66).

L'ensemble du réseau veineux sous-hépatique présente au contraire une pression de paroi suffisamment basse pour être négligée. Leur effet est donc directement pris en compte dans les propriétés mécaniques du tissu hépatique.

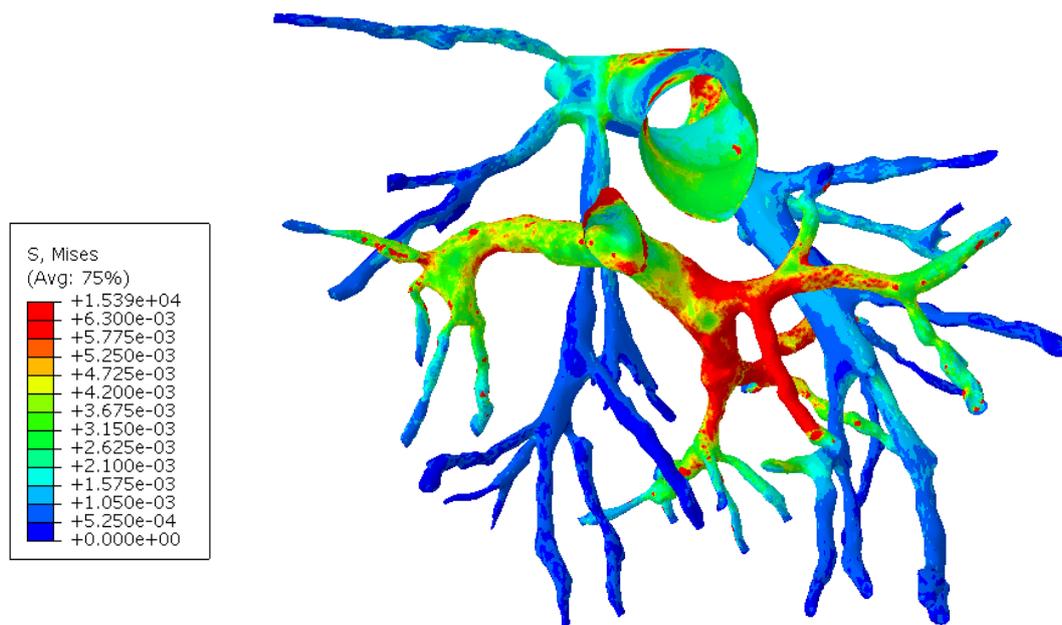


Figure 66 : Répartition de la contrainte de Von Mises (MPa) sur les parois vasculaires. Les calculs sont effectués dans le *Chapitre III*

Grâce à cette fonction de répartition spatiale, une carte de la rigidité globale couvrant l'ensemble de la géométrie du foie est établie. Les modèles numériques constitués à l'aide de cette fonction de répartition permettent de calculer des déformations mécaniques du foie par la méthode des EF en n'utilisant qu'un maillage de la géométrie du foie. La vascularisation est prise en compte au travers de la rigidité de chaque élément qui lui est unique. Cette méthode permet d'intégrer plusieurs éléments structurels internes au foie dans des modèles « légers » du foie, sans nécessiter de calculs de maillage spécifiques et patient-dépendants.

Les données macroscopiques spécifiques du foie modélisé sont présentées dans le *Tableau 11*. Celle-ci nous servent de support pour construire la fonction de répartition de rigidité globale pour le foie. Elle intègre les hétérogénéités du tronc principal de la veine cave et des premiers et deuxièmes embranchements de la veine porte.

	Tronc principal de la veine cave	1 ^{er} embranchement de la veine porte	2 ^{eme} embranchement de la veine porte
R (mm)	17,6	5,4	3,5
Pression (kPa)	4,67	5,33	1,33
Facteur d'effet K	4,5	5,2	3,4
Module de Young équivalent (MPa)	0,62	0,71	0,16
α	0,18	0,12	0,35
β	-0,12	-0,07	-0,29

Tableau 11 : Éléments structurants de la mécanique macroscopique du foie

La Figure 67 illustre la carte de rigidité calculée pour le foie. La géométrie hépatique utilisée repose sur un maillage de 7 832 sommets. Elle intègre une variation de rigidité spatiale tenant compte de l'effet des vascularisations, qui est calculée à partir des études d'interaction fluide-structure précédentes. La résolution mécanique de déformations de ce modèle s'appuie sur une loi de comportement hyperélastique, et des rigidités spécifiques à chaque élément modélisant le comportement du foie vascularisé.

En outre, la fonction de répartition finale de la rigidité spatiale correspond à une somme finie de termes pondérés. Elle offre donc de nombreuses possibilités d'amélioration du modèle. En effet, la structure macroscopique du foie présente non seulement l'hétérogénéité de sa vascularisation, mais aussi des ligaments ou des tumeurs qui peuvent affecter le modèle global au travers de rigidités localisées supplémentaires.

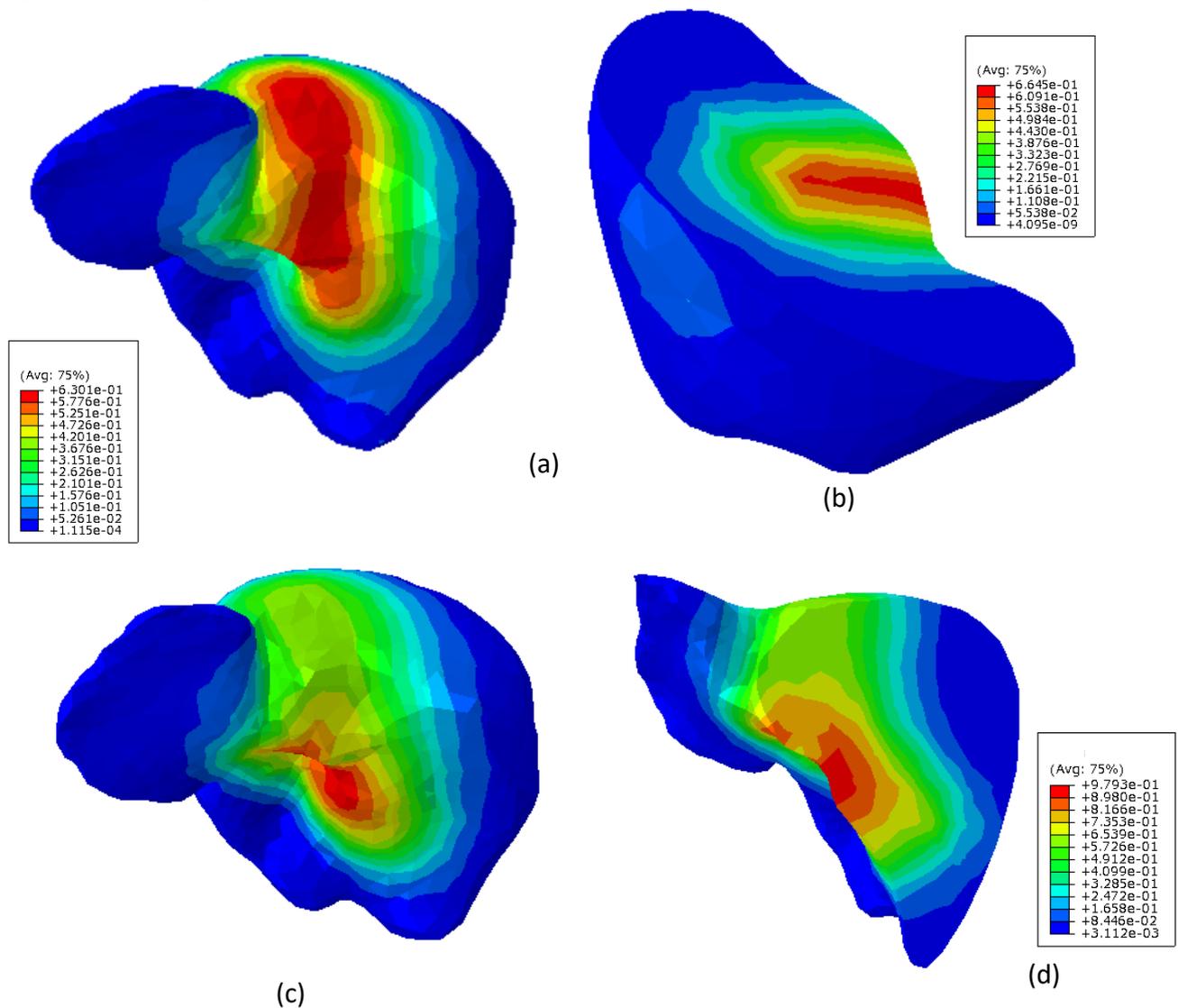


Figure 67 : Carte de la rigidité équivalente, correspondant au module de Young à l'origine en MPa intégrant l'effet mécanique de la vascularisation à l'échelle du foie.

(a) Prise en compte du tronc principal de la veine cave uniquement

(b) Prise en compte de la veine porte uniquement

(c) & (d) Intégration de la veine cave et de la veine porte

Ce modèle sera par la suite utilisé pour calculer les déformations du foie dans le cas de la respiration libre (cf. [Chapitre V](#)). La durée moyenne des 449 simulations effectuées dans le [Chapitre V – III.3.2](#) est de l'ordre de 7 minutes 36 secondes. Cette durée est courte au regard de l'utilisation de lois de comportement hyperélastique et de la modélisation de la vascularisation. Cependant il reste trop important pour une utilisation en conditions opératoires, où le temps-réel est atteint pour une fréquence d'environ 25 Hz. Un traitement complémentaire de réduction de modèle est donc encore nécessaire pour permettre son utilisation dans le cadre du guidage intra-opératoire du geste chirurgical.

III. *Validation du modèle mécanique*

La méthode d'homogénéisation que nous avons développée permet de définir une carte de rigidité qui prend en compte les hétérogénéités dans une géométrie simplifiée. L'ensemble du processus d'homogénéisation a été déduit à partir de simulations. Il doit par conséquent être évalué sur un cas réel.

Ce travail a été réalisé en collaboration avec Jonathan Vappou et Simon Chatelin (CNRS, ICUBE, AVR/MMB) qui ont effectué le montage expérimental ainsi que l'acquisition des données ultrasonores.

III.1 Méthode

III.1.1 *Problématique*

Pour valider le modèle numérique implémentant la fonction d'homogénéisation, nous allons comparer les déformations simulées avec celles obtenues au cours d'une expérimentation réelle. Ce processus de validation nécessite de mettre en place des conditions aux limites et des propriétés matérielles similaires pour la simulation et l'essai réel.

Pour le foie animal ou humain, les essais mécaniques peuvent être effectués dans des conditions in-vivo ou ex-vivo. Les conditions in-vivo permettent d'avoir des propriétés mécaniques réalistes pour le tissu hépatique. Dans ce cas, il est malheureusement très complexe d'obtenir puis de simuler les conditions aux limites.

Les conditions ex-vivo facilitent l'implémentation de conditions aux limites. Cependant, les propriétés mécaniques des tissus hépatiques évoluent rapidement avec les conditions post-mortem [131]. Nous utilisons ici un échantillon artificiel qui présente avantageusement des propriétés mécaniques constantes dans le temps. En effet, il n'est pas réaliste d'appliquer ces tests directement sur le foie tout en garantissant la maîtrise des conditions aux limites.

III.1.2 *Établissement des conditions des tests réels*

L'échantillon est constitué d'un matériau hyperélastique modélisable par une loi d'Arruda-Boyce ayant les propriétés mécaniques $C_{10} = 934,8 \cdot 10^{-6}$ MPa et $D_1 = 10,697$ MPa⁻¹. La géométrie utilisée est celle d'un cylindre de 45,3 mm de rayon et de 76 mm de hauteur. Il est traversé par un tube de 5 mm de rayon et dont l'épaisseur de paroi est de 1mm. De l'eau s'écoule avec une vitesse de 1 m/s, comme illustré à la [Figure 68](#). Afin d'éviter de créer un

problème symétrique et garantir une meilleure fiabilité des résultats de validation, l'axe du tube n'est pas coplanaire avec celui du cylindre. Il est fixé de manière inclinée, pour éviter de créer un échantillon parfaitement symétrique, à respectivement 55 et 50 mm de la hauteur du cylindre. Enfin, l'échantillon est placé dans une enveloppe rigide pour fixer les conditions aux limites extérieures comme illustré à la [Figure 69](#).

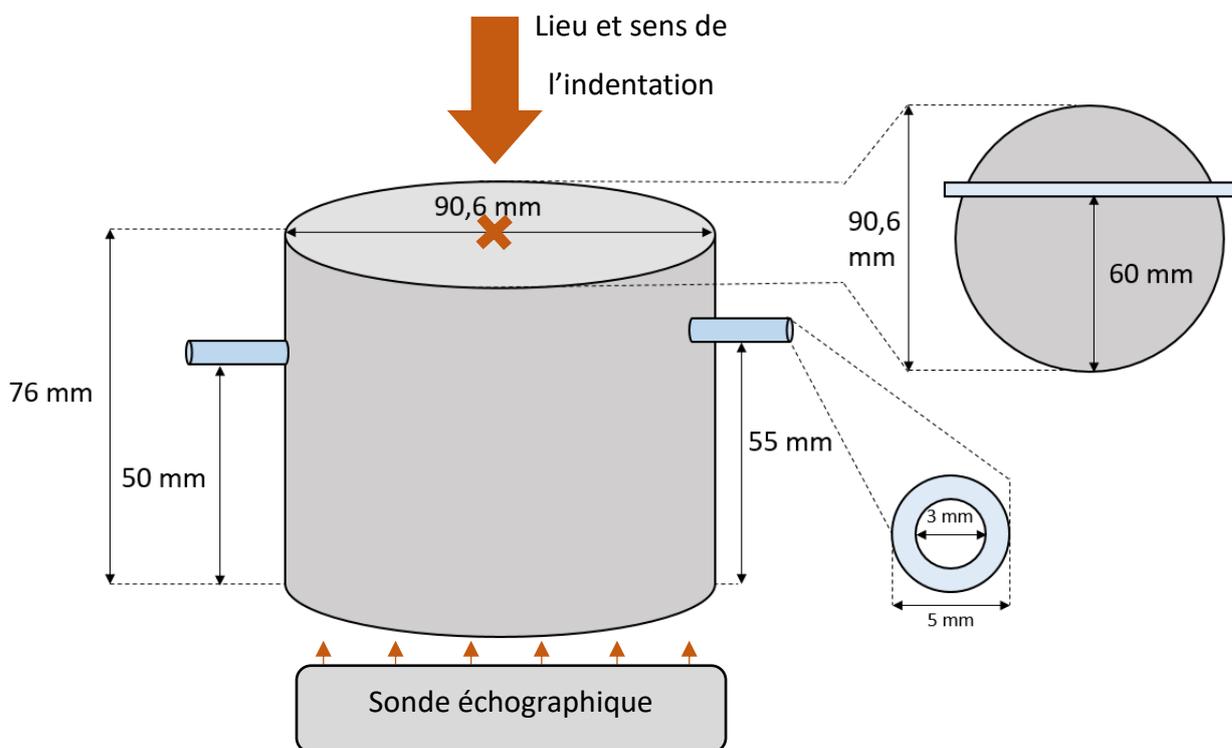


Figure 68 : Gel avec une insertion de tube parcouru par un flux liquide utilisé pour la validation du modèle numérique.



Figure 69 : Support du gel qui est traversé d'un tube permettant de fixer les conditions aux limites.

Les indentations sont des tests de référence pour l'identification de propriétés mécaniques des tissus mous [127], [126], [128]. Facilement réalisables expérimentalement aussi bien que numériquement, elles permettent d'atteindre une vaste plage de déformations. Ainsi, nous effectuerons des indentations sur une profondeur correspondant à 20% de la profondeur de l'échantillon, soit de 15,2 mm ici. Cela permet de couvrir les petites et grandes déformations. C'est pourquoi nous effectuerons des indentations localisées au centre du cylindre et le long de sa profondeur pour induire les déformations (cf. [Figure 68](#)).

Compte tenu du domaine d'application de cette thèse, la taille de l'indenteur doit être de l'ordre de grandeur des outils chirurgicaux. Nous avons choisi un indenteur qui présente une tête sphérique de rayon 10mm, correspondant à l'ordre de grandeur des outils chirurgicaux. Nous utiliserons une vitesse d'indentation constante de 0,87 mm/s qui correspond à l'ordre de grandeur des vitesses chirurgicales. Il est à noter que la variation de déformation $\dot{\epsilon}$ est de l'ordre de 10^{-2} . Par conséquent, nous pouvons négliger la viscoélasticité. Celle-ci correspond à un niveau de précision du second ordre, trop petit pour les contraintes du contexte du projet.

La déformation de l'échantillon est mesurée à l'aide d'un appareil d'imagerie ultrasonique (L12-5, Philips Healthcare, NL) situé à l'opposé de l'indenteur.

Les images sont acquises dans le plan d'indentation au centre de l'échantillon à une fréquence de 10 Hz. Cette fréquence d'acquisition correspond à un déplacement moyen de l'indenteur de 0,087 mm/s. Cela permet d'observer l'évolution des déformations internes au gel au cours de l'indentation avec suffisamment de précision.

Le montage expérimental complet est présenté à la [Figure 70](#) :

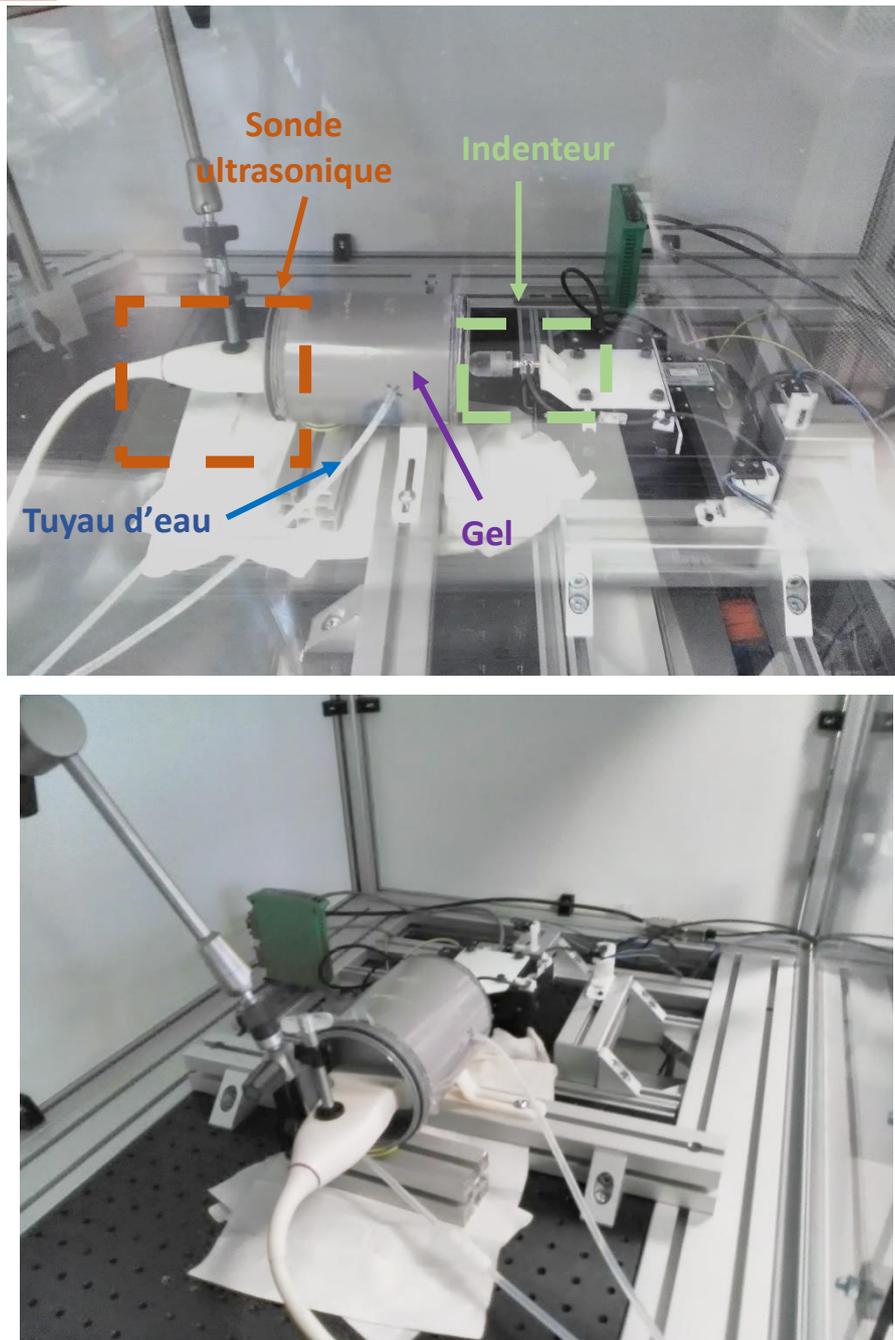


Figure 70 : Montage expérimental avec la sonde à ultrasons d'un côté du gel, le tube d'eau traversant l'échantillon et l'indenteur piloté et contrôlé de l'autre côté.

III.1.3 Constitution du modèle numérique

Afin de comparer les résultats réels avec la prédiction du modèle homogénéisé, l'expérimentation est également simulée numériquement. La simulation de l'indentation est effectuée sur un modèle numérique 3D du cylindre. Nous avons associé une répartition spatiale de la rigidité à la modélisation.

Le calcul de la répartition spatiale de la rigidité ne pose pas de difficultés particulières,

car la géométrie est standard, et les conditions aux limites et les propriétés mécaniques des matériaux sont connues et maîtrisées. (cf. *Figure 71*)

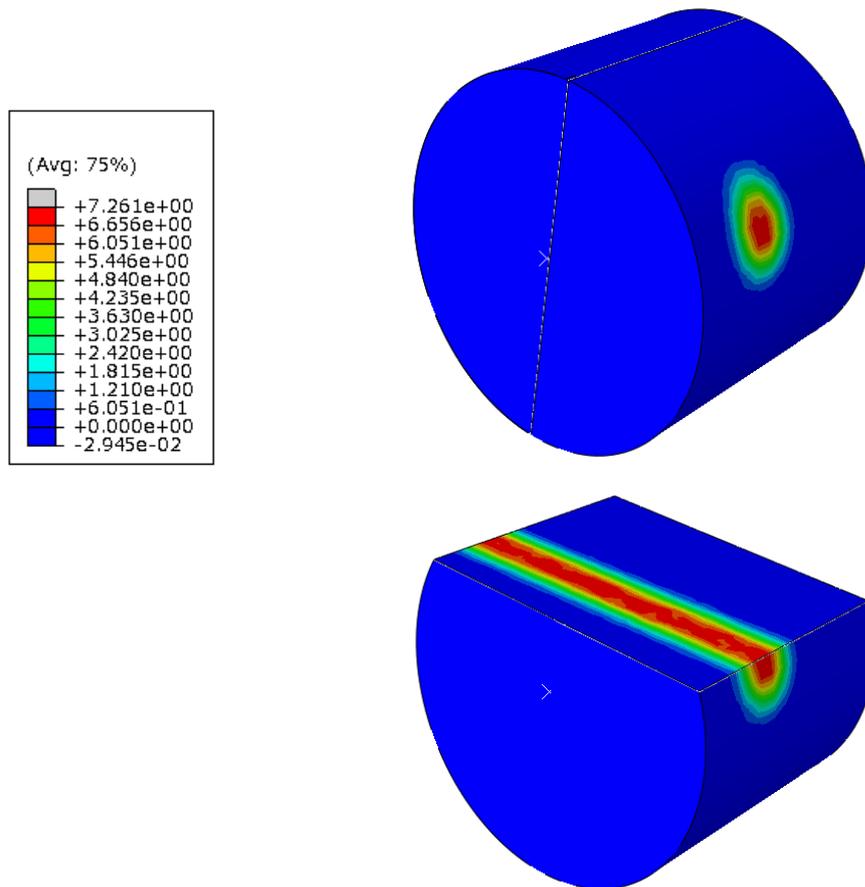


Figure 71 : Répartition de rigidité (MPa), correspondant au module d'Young à l'origine, calculée avec la fonction de répartition spatiale pour l'échantillon cylindrique traversé par une conduite d'eau.

Dans une première étape, nous allons faire entrer le gel en contact avec son support en simulant la gravité. Le modèle utilisé compte 1 801 sommets et 1748 éléments tétraédriques linéaires. La configuration simulée complète est présentée à la *Figure 72*. Une coupe de champ facilite la visualisation de la répartition interne de rigidité.

Bien que la gravité soit prise en compte, nous observons que les déformations induites par celle-ci sur le gel sont négligeables par rapport à celles de l'indentation.

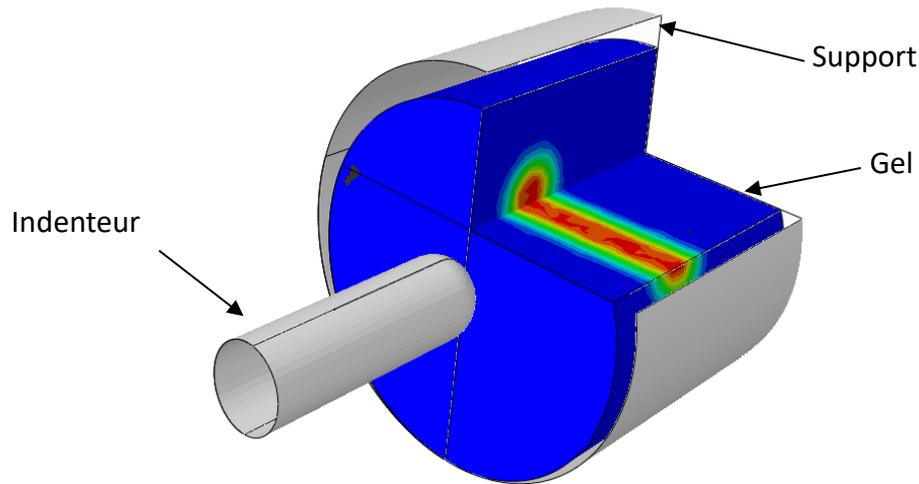


Figure 72 : Modèle numérique utilisé pour la simulation de l'indentation du gel en s'appuyant sur un maillage simplifié, et la fonction de répartition de rigidité homogénéisée.

Une simulation du montage expérimental est menée pour valider la fonction de répartition spatiale de la rigidité.

Tout au long de l'expérience, les pressions internes, la vitesse d'écoulement et les propriétés des matériaux sont contrôlées et connues. Les champs de déplacements internes sont également mesurés durant les expérimentations réelles et numériques. Nous allons comparer ces deux champs de déformations afin d'évaluer la qualité et la précision du modèle. En effet, elle représente un cas d'utilisation simplifié et bien maîtrisé.

III.2 Résultats

III.2.1 Résultats en durée de simulation

Les simulations sont réalisées pour différentes profondeurs d'indentation de manière à atteindre un niveau de déformation de Green-Lagrange de 0,2. La durée moyenne d'une simulation est de $12 \pm 2,5$ minutes, ce qui est considérablement plus rapide que des simulations d'interaction fluide-structure. Ces résultats confirment que le calcul de la simulation après homogénéisation est beaucoup plus rapide, pour un tissu traversé par une inclusion contenant un écoulement de fluide.

Notre méthode présente une réduction considérable du nombre d'étapes de calcul, que ce soit pour la constitution du modèle ou son traitement.

III.2.2 *Comparaison des champs de contraintes*

La **Figure 73** présente la répartition des contraintes de Von Mises calculées à l'intérieur du cylindrique pour une indentation de déformation maximale de 0,2 et la **Figure 73 (a)** illustre cette répartition des contraintes internes au travers de deux tranches du modèle.

Nous observons une accumulation de contraintes autour de l'hétérogénéité et du point d'indentation. Cela confirme la prise en compte de l'hétérogénéité par le modèle, contrairement aux modèles uniformes classiques. La concentration de contraintes fortes autour de la conduite donne ainsi une première confirmation d'une amélioration apportée par le modèle homogénéisé.

Les deux zones de contraintes présentent une intensité similaire. La contrainte de Von Mises combine les valeurs de la contrainte dans les trois directions de l'espace en une seule valeur et permet de faciliter sa représentation. Par conséquent, les concentrations de contraintes observées pourraient avoir une intensité globale similaire mais avec une répartition entre les axes qui soit différente. Ce point sera traité dans l'analyse des champs de déplacement (cf. **Chapitre IV - 3.2.3**).

Le tube est placé sur une diagonale légèrement hors plan plutôt que dans le plan orthogonal à la direction d'indentation. Combiné à la symétrie cylindrique d'une partie du problème, cela place le centre du tube géométriquement plus proche de l'indentation que ses extrémités. Cela induit une contrainte théoriquement plus forte au milieu de la conduite. Cet effet est visible sur la **Figure 73 (b)** qui illustre la répartition des contraintes le long de la conduite.

La concentration de contraintes prédite par la théorie au milieu de l'inclusion est visible distinctement. Bien que cette variation de contraintes reste de faible ampleur, elle peut induire une forte variation en terme de déplacements internes.

Le modèle numérique développé permet donc de simuler une répartition précise des contraintes en tenant compte des hétérogénéités fluides, tout en s'appuyant sur un maillage simplifié.

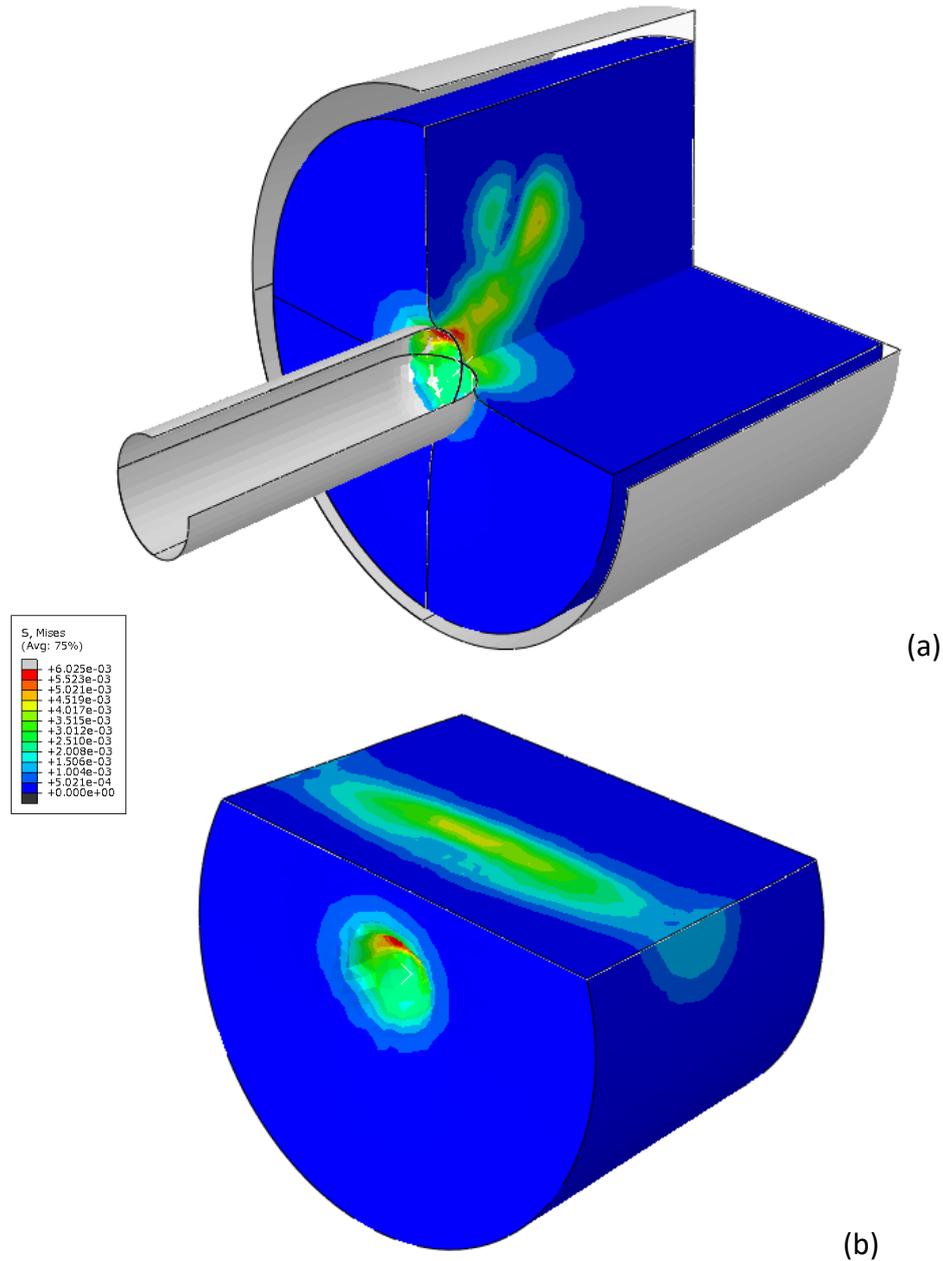


Figure 73 : Répartition des contraintes de Von Mises (MPa) pendant l'indentation du modèle. Concentration élevée des contraintes autour du point d'indentation et de la conduite simulée. (a) Représentation de la contrainte interne de Von Mises lors de la coupe à travers le tube et le point d'indentation. (b) Représentation de la contrainte interne de Von Mises lors de la coupe à travers le tube avec un plan horizontal suivant l'indentation et les directions du tube.

III.2.3 Comparaison des champs de déplacement

L'analyse indépendante des résultats simulés montre une répartition de contraintes réaliste, en accord avec la théorie et les hypothèses du problème. Néanmoins, la validation effective du modèle requiert une comparaison des déformations internes simulées avec les déformations internes mesurées au cours de l'expérimentation réelle.

La *Figure 74* présente le champ de déplacement mesuré dans le plan de l'indentation passant par l'axe principal de l'inclusion. Les mesures de déplacement ont été extraites des images acoustiques avec la méthode du speckle tracking [248]. Les déformations sont extraites entre deux images acquises successivement. En effet, cela fournit une mesure du déplacement local. Les déplacements élémentaires sont ensuite sommés d'une image à l'autre pour calculer le déplacement total en fin d'indentation. L'analyse de cette figure se fera en partant de la zone d'indentation vers le coté où se situe la sonde échographique.

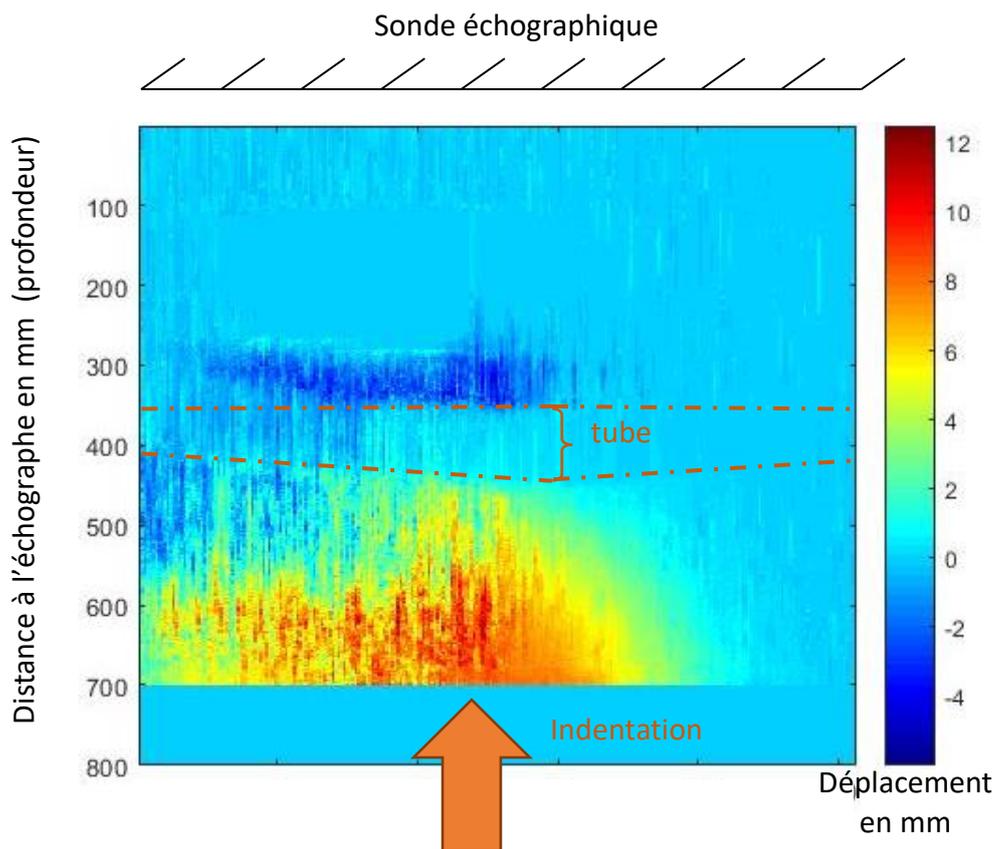


Figure 74 : Champ de déplacement axial expérimental mesuré dans le plan d'indentation (indentation : 20% de l'épaisseur). La coupe est effectuée dans un plan permettant de visualiser le tuyau et l'indenteur. De part la géométrie dans laquelle le tuyau est oblique, le plan de coupe traverse inégalement le tuyau sur sa longueur.

Le déplacement cumulé représenté sur la *Figure 74* met en évidence la zone d'indentation ainsi que la localisation du tube. L'indentation se situe dans la partie basse de l'image, à l'opposé de la sonde échographique. Le déplacement axial y est maximal. On observe la forme sphérique de l'indenteur sur la partie droite de la zone indentée. Le déplacement correspond là à une indentation dans une matrice sans inclusion. Pour la moitié de gauche l'inclusion perturbe le champ de déplacement. La zone de déplacement important est plus vaste, allant jusqu'au bord de l'échantillon. De plus, la séparation avec les champs de déplacement faible est bien plus abrupte. Cette différence entre la moitié de droite et celle de gauche est due à la position oblique du tube. En effet, cette inclinaison éloigne l'inclusion de l'indentation sur la partie de droite de celle-ci. Son influence sur le champ de déplacement n'est pas encore visible, alors qu'il l'est déjà pour la partie de gauche.

Le tube inclus est également visible et identifié au centre de l'image. Le plan de coupe échographique est positionné de façon à traverser le tube dans le sens de la longueur, tout en passant par le point d'indentation. A nouveau la position oblique du tuyau ne permet pas à la coupe de traverser le tuyau de manière identique sur toute sa longueur. L'intersection entre le plan de coupe et le tuyau donne une forme complexe au tuyau : la partie de gauche est plus fine, car le plan ne traverse qu'une petite partie de l'épaisseur du tuyau. Il est à noter que par la constitution de l'échantillon, et son positionnement lors de l'expérimentation, la partie de gauche du tuyau sur le plan de coupe est celle qui est le plus proche de l'indenteur.

Toutefois, malgré cette complexité de représentation, le champ de déplacement présente une nette différence entre les deux côtés de l'inclusion. En effet, le déplacement est minimal voir nul à l'arrière du tuyau à cause de sa rigidité. L'arrière du tuyau par rapport à l'indentation contient également une zone de déplacement négative. Celle-ci n'est observable que du côté gauche de la coupe du fait de l'inclinaison de l'inclusion. Cet effet est dû à l'inclusion, plus rigide et qui ne permet pas un déplacement important des tissus en profondeur. Ainsi, les éléments à déplacement négatif se sont déplacés hors-plan et ne sont pas remontés vers l'indenteur, comme le sous-entend cette valeur. Ces valeurs négatives observées correspondent à un effet de bord de la méthode de speckle tracking que nous utilisons.

Enfin, nous observons que la valeur du déplacement localisé au plus proche de la sonde échographique est faible sur l'ensemble de la largeur de la fenêtre d'observation. Cela est due à la taille importante du cylindre indenté par rapport à la profondeur d'indentation. Ce

déplacement uniformément nul valide la taille de l'échantillon indenté par rapport aux autres éléments de l'essai, comme la profondeur de l'inclusion ou de l'indentation. Ainsi l'ensemble des déformations induites par l'indenteur sont couvertes par l'outil de mesure, et le fond de l'objet indenté ne crée pas d'effets de bord complémentaire à prendre en compte dans la lecture des résultats.

La **Figure 75** représente le champ de déplacement simulé au niveau du même plan que la coupe expérimentale de la **Figure 74**. Le champ de déplacement observé présente des valeurs locales importantes autour de la zone d'indentation. Nous observons également des valeurs plus importantes de déplacement du côté gauche, similaire à celui présent dans les résultats expérimentaux.

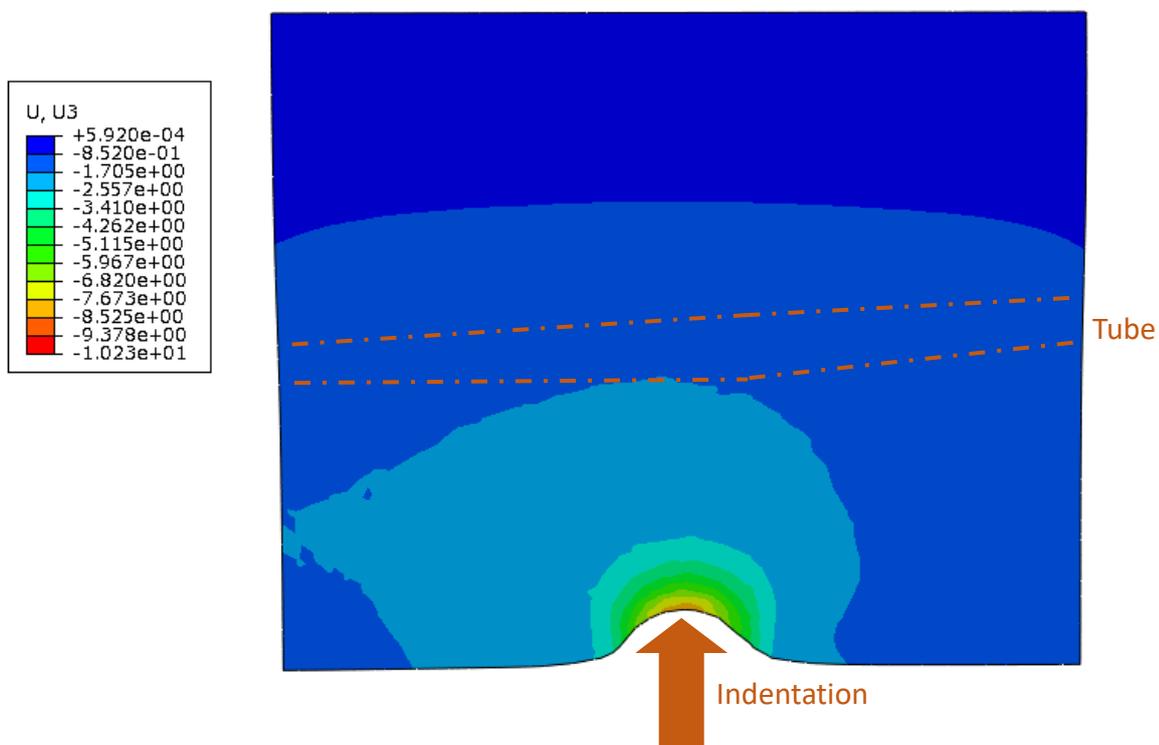


Figure 75 : Champ de déplacement (mm) simulé avec le modèle numérique. Coupe d'observation localisée dans le plan de l'indentation et la direction du tube.

De plus, le blocage de la propagation des déplacements du tube en profondeur, constaté dans l'image réelle, est également visible. Le champ de déplacement devient nul à la base du fantôme, à l'arrière du tube, conformément aux résultats réels. Le champ de déplacements négatifs n'est toutefois pas visible. En effet, il correspond à un déplacement hors-plan alors que la représentation simulée se cantonne au déplacement en profondeur.

La comparaison que nous effectuons entre les champs de déplacements réels et simulés nous permet de calculer une erreur moyenne de 1,57 mm. Soulignons que cette erreur prend en compte l'incertitude de mesure expérimentale, en plus de l'erreur du modèle. Compte tenu de l'exigence de précision chirurgicale, cette erreur est acceptable. En effet, la taille d'un foie correspond quasiment à la taille de notre échantillon. Par conséquent, l'erreur induite reste acceptable dans le cadre d'un guidage des instruments chirurgicaux.

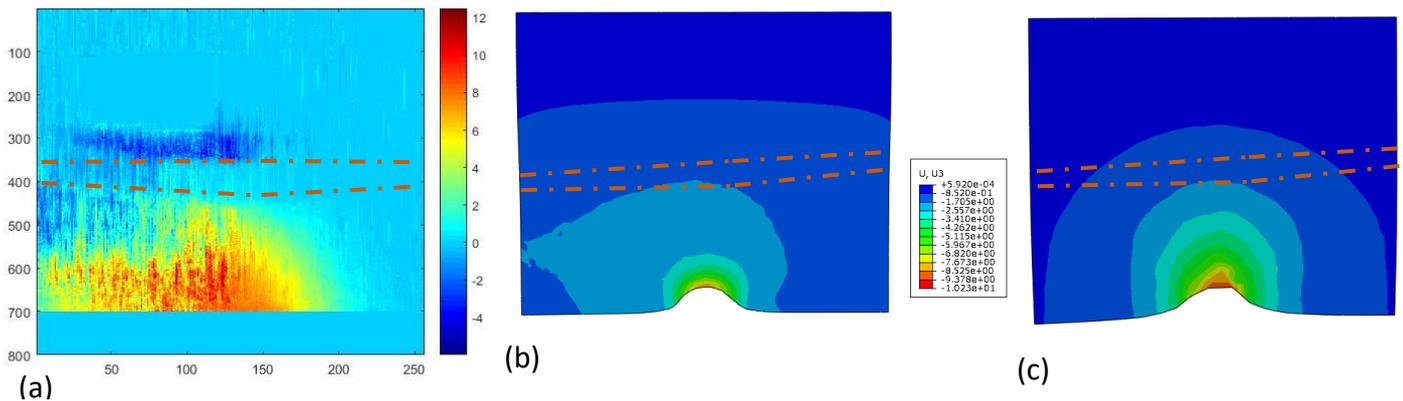


Figure 76: Champ de déplacement à l'intérieur de l'échantillon indenté pour une même profondeur d'indentation.

- a) Indentation réelle servant de référence, mesurée au moyen de techniques ultrasonores traitées par du speckle tracking.
- b) Déplacement en profondeur interne du modèle homogénéisé.
- c) Déplacement interne du modèle intégrant la loi de comportement uniforme du gel hyperélastique suivant la direction d'indentation.

Afin d'avoir une référence de comparaison numérique, une troisième indentation numérique est effectuée. Pour cette dernière, le modèle intègre une loi de comportement linéaire élastique qui prend uniquement en compte que les propriétés mécanique du gel. Ce cas revient à considérer l'effet mécanique du tube comme négligeable au sein de la matrice. Ramené au foie, ce cas reflète les modèles numériques linéaire uniforme classiquement utilisés pour les applications chirurgicales. La comparaison avec els deux cas précédent permettra d'évaluer le gain du modèle développé par rapport à l'existant.

La **Figure 76** présente le champ de déplacement pour le cas réel en (a), pour le modèle intégrant la fonction de répartition de rigidité spatiale en (b), et le modèle uniforme en (c). Le modèle uniforme présente une déformation parfaitement symétrique, qui ne tient compte que de l'effet de l'indenteur. Le modèle homogénéisé présente donc un champ de déformations plus précis, plus réaliste, et plus proche du champ observé.

Au niveau du plan de coupe, l'erreur moyenne entre le modèle uniforme et la vérité terrain est de 3,78mm. Il s'agit du double de l'erreur comparée au modèle homogénéisé. Bien que cette erreur puisse rester acceptable dans certaines conditions d'utilisation, elle devrait raisonnablement augmenter en prenant en compte un nombre supérieur d'inclusions. Ainsi, négliger à dessein la vascularisation peut mener à une erreur importante du calcul de la valeur de la déformation interne à l'échelle du foie. Ces résultats démontrent qu'il est nécessaire de prendre en compte la vascularisation. Ils permettent en outre d'évaluer la précision du modèle.

III.2.4 *Perspectives*

L'application de la fonction de répartition de la rigidité spatiale a permis de développer un modèle rapide et précis. La comparaison du comportement de notre modèle avec la déformation réelle présente une erreur de l'ordre du millimètre. Cela permet de valider la méthode d'homogénéisation ainsi que les modèles constitués.

La technique de validation est cependant restreinte au cas d'un unique tube à l'intérieur d'une structure testée. Elle nécessite donc d'être complétée pour valider le modèle macroscopique du foie. Ainsi plusieurs tests supplémentaires pourraient être effectués. Tout d'abord, un échantillon comparant plusieurs tubes pourrait être développé pour confirmer notre choix de pondérations liées aux différentes hétérogénéités. L'indentation réelle et la mesure du champ de déplacements peuvent être effectuées in-vivo sur un foie de cochon pour comparer la réponse avec les prédictions du modèle homogénéisé.

Notre modèle fournit les déformations mécaniques de manière rapide tout en étant précis. En effet, il prend en compte à la fois un modèle hyperélastique et l'hétérogénéité induite par les vascularisations. Ainsi, la précision atteinte correspond à celle exigée par les outils chirurgicaux. De plus, l'utilisation d'une loi de comportement hyperélastique permet de simuler des petites et grandes déformations, préservant cette précision pour un vaste ensemble de cas d'applications. Cela promet une amélioration importante des modèles numériques du foie pour la chirurgie.

IV. Conclusion

L'application de modèles numériques à la chirurgie requiert à la fois d'être rapide et précis. Or, pour la modélisation du comportement du foie la prise en compte de la vascularisation par des interactions fluide-structure est trop lente. Elle nécessite également de complexes et lourds traitements de géométries pour permettre la convergence numérique.

Notre étude développe un modèle qui prend en compte l'effet mécanique de la vascularisation sur le comportement du foie, tout en utilisant un maillage léger de foie sans la vascularisation. Pour cela, nous construisons une fonction de répartition de la rigidité.

Celle-ci fournit une carte de rigidité équivalente, incluant le rayon des veines et la pression exercée par le sang sur les parois. Elle prend également en compte différentes structures vasculaires, pondérant leurs effets unitaires pour avoir une répartition de rigidité cohérente. Pour le foie, les éléments intégrés correspondent à ceux identifiés au [Chapitre III](#), à savoir le tronc principal de la veine cave et les deux premiers embranchements de la veine porte.

Nous validons le modèle constitué sur un cas réel d'indentation effectué sur un échantillon cylindrique traversé par un tube dans lequel s'écoule de l'eau. Le champ de déformations calculé à partir de notre modèle homogénéisé induit par l'indentation correspond à celui que nous observons sur l'indentation réelle. Notre approche permet ainsi, à partir d'un maillage léger, de calculer la déformation en prenant en compte les hétérogénéités internes.

Notre approche conduit à un modèle du foie intégrant le comportement hyperélastique ainsi que l'effet mécanique de la vascularisation, sans nécessité d'intégrer la vascularisation au travers de la géométrie. Le modèle numérique conduit de surcroît à une durée de résolution numérique courte, c'est-à-dire de l'ordre de quelques minutes. Néanmoins, cela reste trop lent pour être directement utilisable en temps réel dans le cadre du guidage intra-opératoire. Un traitement supplémentaire, qui fera l'objet du [Chapitre V](#), est donc nécessaire pour surmonter cette dernière difficulté.

CHAPITRE V

RÉDUCTION DU MODÈLE NUMÉRIQUE DU FOIE

I. Introduction

I.1 Contexte chirurgical

I.1.1 *Critères d'utilisation de modèles en conditions opératoires*

La difficulté du travail des chirurgiens a augmenté, en particulier à cause de la perte combinée de la vision en profondeur et des retours haptiques. Confronté à la nécessité d'apprendre et d'utiliser de nouveaux outils plus complexes [26], les chirurgiens voient la durée d'apprentissage de ce type de chirurgie [23] sensiblement augmenter. Dans ce contexte, différentes technologies ont été mises au point pour accompagner les chirurgiens, comme des simulateurs virtuels [25] ou l'augmentation d'images chirurgicales pour fournir des informations de guidage en temps réel durant l'opération.

Une part de ces nouveaux outils s'appuie sur des modèles physiques numériques pour calculer les déformations biologiques des tissus. Pour ce faire, ces modèles intègrent le comportement mécanique des organes et leurs interfaces. Cela permet de prédire et de simuler des déformations de manière précise et rapide. Ces deux aspects - la précision et la rapidité du calcul numérique - sont antagonistes, car l'amélioration de l'un détériore considérablement l'autre. La complexité du problème augmente encore davantage avec la prise en compte de la dépendance au patient et d'un éventail large de déformations possibles.

La constitution d'un modèle numérique utilisable en conditions opératoires nécessite ainsi de combiner des contraintes : précision, rapidité, dépendance au patient, gestion d'une large gamme de gestes et conditions aux limites.

L'impossibilité de remplir ces quatre conditions simultanément conduit à leur hiérarchisation. La première restriction consiste à limiter le modèle numérique à une gamme de scénarios donnés. Ensuite, la dépendance au patient est prise en compte par le modèle puisqu'il travaille sur la géométrie spécifique de chaque patient, avant de la traiter en temps réel. Cela dit, combiner la précision avec la vitesse de calcul reste extrêmement difficile.

I.1.2 *Résolution en temps réel de modèles numériques*

Bro-Nielsen et Cotin [87] fixent la vitesse comme priorité absolue avant même la précision ou le temps de précalcul. Ils déclarent qu'un décalage temporel élevé induit des erreurs qui ne peuvent être compensées par aucune amélioration du modèle mécanique.

Pour calculer rapidement les déformations, Miller [249] propose d'assimiler le

comportement mécanique d'un volume élémentaire à un modèle de masse-ressort. Les sommets des mailles sont associés à des masses reliées entre elles par des ressorts ayant une rigidité donnée. La longueur et la déformation des ressorts sont calculées pour obtenir les forces internes. Cette méthode réduit considérablement la dimension et la complexité du modèle [250]. Elle permet par conséquent de convertir le modèle d'éléments finis des tissus mous (FEM) en modèle de masse-ressort (MSM) et ainsi de calculer une approximation des déformations très rapidement. Cette approche très simplifiée du comportement mécanique peut induire des erreurs très importantes dans certaines conditions.

Bien que la FEM permette d'obtenir une bonne précision, et d'intégrer tout type de comportement mécanique, elle reste inadaptée [251] pour du temps réel car trop lente à résoudre numériquement. Ainsi, une théorie complète a été développée autour de l'utilisation massive des MSM [251]–[253] pour les problèmes chirurgicaux. Cependant, n'étant pas assez rapide, son utilisation reste limitée à la planification des interventions chirurgicales.

Cotin et al [41], [87], [90], [109] améliorent l'approche MSM grâce à divers algorithmes valorisant la vitesse plutôt que la précision. Ils développent un modèle mécanique linéaire dégradé pour simuler la déformation du foie et sa réponse mécanique. En améliorant l'algorithme, ils parviennent à calculer les retours haptiques et les déformations du foie à une vitesse suffisante pour avoisiner le temps-réel. En outre, leur solution intègre aujourd'hui des possibilités de simuler des coupes dans l'organe [106].

Cette approche de résolution en temps réel est adaptable à une gamme relativement large de cas, à condition de rester dans le domaine des petites déformations. La méthode atteint ses limites lorsqu'elle traite des grandes déformations ou que les comportements s'éloignent de l'élasticité linéaire. En effet, la durée et la quantité des calculs nécessaires à la résolution mathématique augmentent exponentiellement avec l'importance de la déformation. Cette limite réduit de facto le domaine d'application, car la plupart des gestes chirurgicaux du foie induisent de grandes déformations.

1.2 Problématique

1.2.1 *Méthode de résolution préopératoire*

Pour améliorer la précision des informations transmises aux praticiens, la résolution numérique doit être effectuée en intégrant un comportement mécanique réaliste. Le modèle du [Chapitre IV](#) qui intègre l'effet mécanique de la vascularisation, présente une variation de rigidité ainsi que des lois de comportement hyperélastiques. Or, les simplifications mathématiques des solutions de résolution en temps réel ne peuvent traiter la complexité induite par ces deux facteurs. Elles ne peuvent donc supporter un tel modèle.

Le modèle doit donc être résolu numériquement par les approches classiques de la FEM, qui sont trop lentes pour être intégrées en temps réel. Par conséquent, la plupart des calculs doivent être effectués "hors ligne" dans des conditions préopératoires.

Pour préserver la mécanique sous-jacente tout en résolvant entièrement la FEM, nous utilisons la méthode SSL (Sparse Subspace Learning) [242] qui construit une solution du problème sous la forme de fonctions paramétriques. Une fois construite et intégrée, cette fonction solution fournit alors en temps réel le champ de déformations sans nécessiter de calcul mécanique complémentaire en conditions opératoires. De cette manière, une réponse rapide et fondée sur une résolution FEM complète est fournie en temps-réel.

1.2.2 *Contexte d'application: la respiration libre*

Dans le contexte de la déformation du foie pour les traitements de radiothérapie, la respiration libre du patient induit un déplacement et une déformation continue de l'organe, rendant difficile le ciblage de la tumeur par les radiations. Une première approche, utilisant la résolution du comportement mécanique en temps réel, existe déjà [110], [111], [254], [255], [112]. Elle vise à simuler le comportement du foie en temps réel pour obtenir la position exacte de la tumeur et adapter le faisceau d'irradiation pour minimiser les dommages collatéraux.

Deux images IRM préopératoires sont utilisées pour constituer le modèle. La déformation des surfaces des viscères abdominaux, de la paroi abdominale et des viscères thoraciques est ensuite déduite de la déformation de la peau du patient. Ces champs de déplacements surfaciques servent d'entrée à un modèle numérique, résolu en temps réel, permettant d'obtenir les déplacements internes volumiques des viscères.

Les travaux présentés ici couvrent le traitement par la SSL du modèle développé aux

chapitres précédents pour une application au cas particulier de la respiration libre.

Cela nous permettra de comparer sa précision numérique, son temps de réponse et sa sensibilité à la dépendance patient avec notre approche. Bien que la respiration n'induisse que de petites déformations, elle fournit cependant un contexte de référence pour mettre en évidence les avantages de notre méthode face à l'approche de résolution en temps réel.

Les étapes de traitement seront détaillées, implémentées et intégrées à la solution globale de représentation des déformations induites par la respiration libre. Les avantages et inconvénients de la SSL seront ensuite comparés à la méthode classique qui utilise des outils de résolution temps réel. Pour les deux, la vitesse de calcul en conditions opératoires, la précision et l'adaptabilité des deux solutions seront comparées, afin d'obtenir une évaluation précise des capacités des deux solutions.

Ce travail a été accompli en partenariat avec l'équipe de F. Chinesta et al. de l'école Centrale de Nantes et du PIMM (ENSAM Paris). Nous tâcherons ici de clarifier la part de chacune des équipes dans ce travail. Chinesta et Borzacchiello sont les auteurs de la SSL ainsi que des principes de paramétrisation de la respiration libre. Notre travail couvre l'extraction et le traitement des données de référence de la respiration libre. Ensuite, nous avons réalisé l'ensemble des simulations nécessaires pour chaque itération de constitution de la solution finale par la SSL. À partir des indications et des travaux de l'équipe de Chinesta et Borzachiello nous avons implémenté une couche logicielle spécifique permettant de constituer la solution de la SSL pour le cas spécifique de la respiration libre. Enfin, nous avons réalisé indépendamment l'ensemble des intégrations dans la solution de réalité augmentée.

II. Méthode

II.1 Présentation générale

La méthode proposée a pour objectif de permettre de combiner rapidité, précision et dépendance au patient dans la solution complète. Elle est décomposée en deux étapes : (i) une phase d'apprentissage hors ligne réalisée dans des conditions préopératoires, et (ii) une phase en ligne où la déformation est recherchée dans le résultat d'apprentissage en temps réel. Les deux phases sont détaillées ci-dessous pour la respiration libre sur une géométrie donnée.

La [Figure 77](#) présente un schéma récapitulatif de la méthode et de ses différentes étapes. Les trois premières étapes ([étapes 1 à 3](#)) du processus correspondent à l'acquisition de données réelles sur le patient. Elles permettent la création d'une géométrie, qui sera le support de toutes les simulations numériques. Elles permettent aussi l'automatisation de l'extraction des déformations de la surface de la peau à partir d'un flux de caméra vidéo.

Les cinq étapes suivantes ([étapes 4 à 8](#)) traitent de la partie de précalcul qui vise à spécifier les champs des déformations possibles au travers de paramètres. Elles nécessitent l'identification du plus petit ensemble de paramètres, ainsi que leurs limites respectives, qui permettent de décrire l'espace de déformation. Une fois le problème traduit en expression paramétrique dans les limites d'un sous-espace borné, la méthode SSL est appliquée pour construire une unique solution paramétrique dans le sous-espace ([étapes 7 à 8](#)).

Enfin, la solution construite est intégrée dans le logiciel de représentation des organes en réalité augmentée. À partir d'un flux d'images provenant d'une caméra à champ de profondeur, les paramètres sont extraits en temps réel et transmis à la fonction de solution. Celle-ci fournit une réponse par interpolation des résultats précalculés, et renvoie le maillage déformé. La fonction de solution est ainsi en mesure de fournir une réponse rapide pour toutes déformations à l'intérieur des bornes de l'espace paramétrique.

Nous allons dans un premier temps détailler les différentes étapes d'acquisition nécessaires au processus. Dans un second temps nous allons établir les fondements mathématiques de la construction de la fonction solution. Enfin, nous présenterons la façon dont la fonction construite fournit une réponse en temps réel.

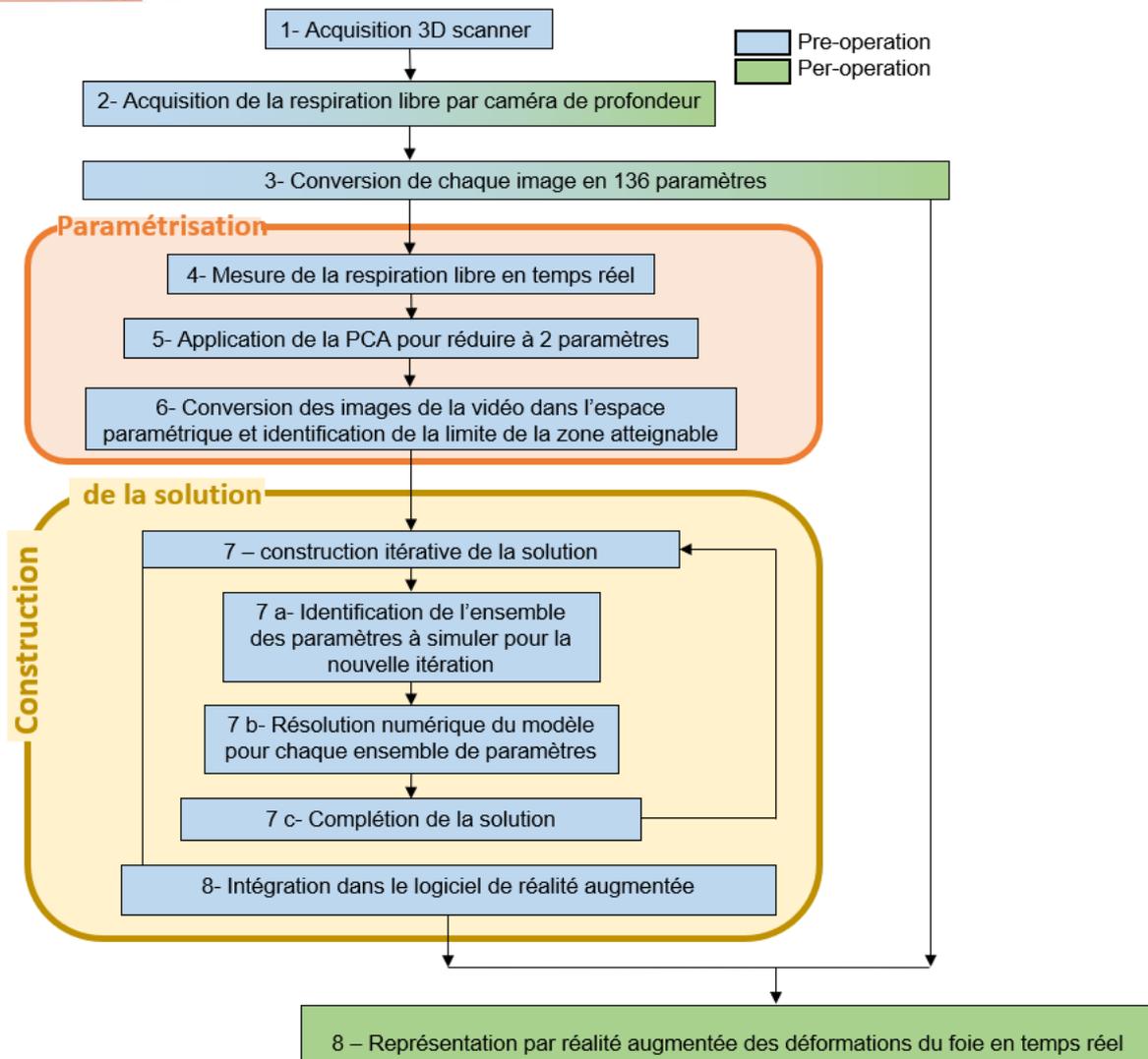


Figure 77 : Schéma des étapes de l'implémentation de la SSL pour le problème de la respiration libre allant de l'acquisition des images scanners jusqu'à l'affichage en opération.

II.2 Expression paramétrique du problème

II.2.1 Description paramétrique de la respiration libre

L'approche proposée ici repose sur un changement profond de paradigme par rapport aux approches habituelles des applications en temps réel. Elle utilise en effet une méthode d'apprentissage nécessitant l'acquisition en amont d'une grande quantité de données pour permettre une expression paramétrique du problème. Hostettler et al. [110] utilisent des bandes de lumière structurée pour mesurer la déformation surfacique de la peau telle que présentée à la Figure 78. Cette technique est aujourd'hui remplacée par une acquisition similaire faite par une caméra de profondeur. Ils obtiennent ainsi en temps réel un ensemble de 136 variables décrivant l'évolution du profil de peau au niveau du plan sagittal médian

pendant la respiration libre. L'association de la position instantanée de la peau et des positions extrêmes en inspiration et expiration leur permet d'exprimer la valeur mesurée sous la forme d'un rapport (entre 0 et 1) entre ces deux positions extrêmes, et ce pour toutes les coupes axiales du modèle.



Figure 78 : Suivi de la peau à l'aide de bandes de lumières structurées pour obtenir le déplacement de la position de la peau au niveau du thorax et de l'abdomen durant les mouvements de la respiration libre. (courtoisie IRCAD)

II.2.2 Réduction de la dimension grâce à la PCA

Bien que cette méthode permette d'exprimer les variations des conditions aux limites avec un nombre réduit de paramètres, la dimension du problème reste élevée. Pour réduire davantage la taille du problème, la méthode *Principal Component Analysis* (PCA) [256] est appliquée. La PCA permet de décrire statistiquement un ensemble d'observations comme une combinaison linéaire de N variables indépendantes, appelées composantes principales, obtenues par une transformation orthogonale.

Chaque composante principale ϕ_i a une variance associée λ_i telle que $\lambda_1 > \dots > \lambda_N > 0$. Plus la variance est élevée, plus la composante principale associée est statistiquement importante. En choisissant judicieusement un sous-ensemble de composantes principales, il est possible de décrire précisément l'ensemble initial

d'observation dans l'espace $S = \text{span}\{\phi_1, \dots, \phi_n\}$ où $n \ll N$. Cette méthode de réduction nécessite un ensemble d'apprentissage le plus complet possible, de manière à obtenir une bonne précision pour les composantes extraites.

Dans le cas de la respiration libre, pour alimenter la méthode PCA une première acquisition est effectuée sur un patient de référence afin d'obtenir les différentes positions d'inspiration et d'expiration maximum. Cette information servira de référence pour ramener les déplacements mesurés de la peau à un rapport de proportionnalité entre l'inspiration et l'expiration maximum.

Ensuite, la respiration du patient est suivie pendant des cycles de respiration divers, extrêmes comme normaux. Cela permet de générer un ensemble important de positions de peau physiquement possibles (environ 3000 pour notre étude) décrivant l'espace de solution. Pour chacune de ces positions, les paramètres décrivant la position de la respiration sont extraits.

L'application de la méthode PCA atteint un taux de couverture de 97,2% des variations possibles dès l'utilisation de deux composantes principales. Le gain apporté par la prise en compte des composantes principales suivantes reste faible, et, par conséquent, nous ramenons le problème en dimension deux. La matrice de passage bidimensionnelle P inclut les deux vecteurs propres orthogonaux associés au deux composantes principales.

Considérant un vecteur X donné de 136 paramètres obtenus à partir du suivi de la peau, le vecteur bidimensionnel des paramètres $[\alpha, \beta]$ est obtenu par l'équation V.1 :

$$[\alpha, \beta] = P^T \cdot X \quad \text{V.1.}$$

II.2.3 Description de l'espace paramétrique réduit

Une fois le problème exprimé sous une forme paramétrique réduite, nous identifions les limites de l'espace paramétrique sur lequel la solution finale sera calculée. Bien que les paramètres initiaux varient dans une plage liée au rapport avec l'inspiration et l'expiration maximum, les paramètres réduits peuvent avoir des limites différentes.

Les paramètres acquis initialement sont dépendants en raison de la continuité de la variation de la peau. En conséquence, le sous-espace des paramètres accessibles est largement réduit par rapport à toutes les combinaisons mathématiques possibles. Pour définir

les limites de l'espace paramétrique à couvrir, nous effectuons des acquisitions de la respiration libre d'un patient. La Figure 79 illustre les 3000 mesures réelles obtenues et représentées dans l'espace paramétrique 2D réduit.

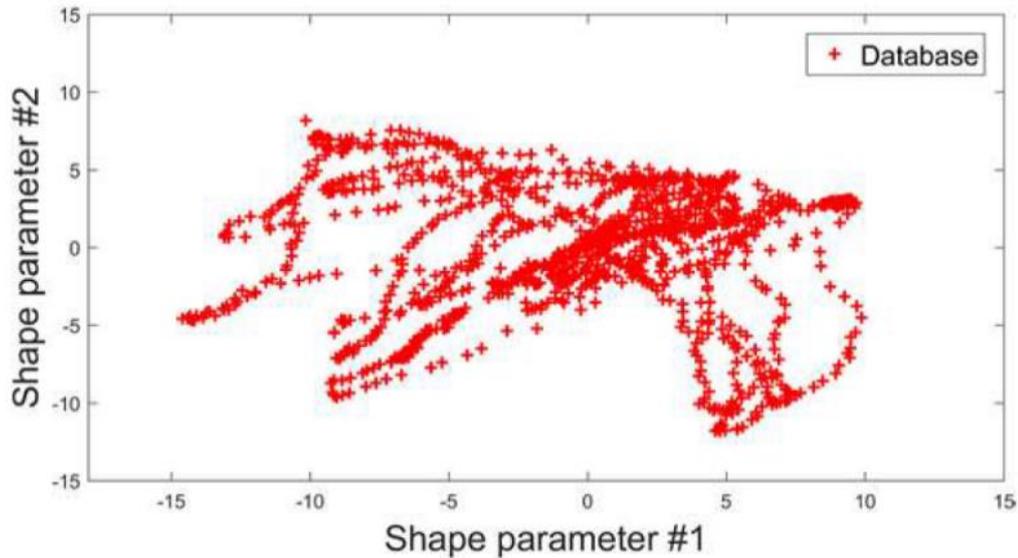


Figure 79: Valeurs des paramètres dans l'espace réduit, atteintes au cours de l'acquisition de la respiration libre pour un patient donné.

L'espace paramétrique atteint au cours de la respiration libre peut être délimité par un rectangle. Cependant, cette approche conduit à prendre en compte de nombreux cas irréalistes et qui pourront induire des erreurs dans la solution produite. Pour éviter de construire une solution qui ira hors-limites, nous avons choisi d'utiliser une frontière de type ellipsoïde [257] à l'espace paramétrique.

L'ellipse étant initialement centrée sur l'origine du repère, nous utilisons une rotation et une translation pour l'amener à encercler l'ensemble des cas possibles dans la respiration libre. Nous définissons la matrice de translation T et la matrice de rotation R qui permettent de positionner l'ellipse autour de l'espace désiré. L'application de ces deux transformations au vecteur de paramètres X mesuré initialement (V.2) mène à un vecteur $[x, y]$. Ces différentes étapes mènent à des limites constantes de l'espace paramétrique, traduites dans les matrices de transformation (P , R et T) qui sont combinées en deux matrices de transformation A et B définies dans l'équation V.2.

$$[x, y] = R^T \cdot ((P^T \cdot X) - T) = R^T \cdot P^T \cdot X - R^T \cdot T = A X + B \quad \text{V.2.}$$

$$\text{Avec } A = R^T \cdot P^T \text{ et } B = -R^T \cdot T$$

Afin de simplifier le parcours de l'espace paramétrique, les vecteurs paramétriques à deux dimensions produits sont exprimés sous forme polaire $[r, \Phi]$ via l'équation V.3. Dans cette équation, x et y correspondent à l'expression cartésienne des paramètres, tandis que a et b sont respectivement les deux demi-rayons de l'ellipse définissant la limite de l'espace paramétrique.

$$r = \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}} \quad ; \quad \Phi = \frac{y}{|y|} * \arccos\left(\frac{x}{a * r}\right) \quad \text{V.3}$$

Ainsi, les étapes 4 à 6 de la méthode, décrites précédemment, visent à exprimer les conditions aux limites de la respiration libre, en tant que problème paramétrique réduit indépendant du patient. Alors qu'initialement la respiration libre est un problème physiologique complexe, ce procédé permet de le paramétrer et de l'exprimer de manière réduite.

II.3 Constitution de la solution

II.3.1 *Constitution théorique de la solution*

Une solution est ensuite construite sur l'espace paramétrique réduit dans lequel est défini le problème (étape 7). Le modèle d'ordre réduit (ROM) met en œuvre la méthode SSL développée par Borzacchiello et al [242]. La méthode vise à approcher une solution sur l'espace paramétrique. Elle est constituée de manière itérative à la façon d'un processus prédictif-correctif.

Un premier ensemble de solutions est calculé à l'aide du modèle FEM complet et pour des jeux de paramètres donnés. Ces solutions sont ensuite interpolées sur l'ensemble du sous-espace de paramètres pour obtenir la solution globale. Ensuite, un deuxième ensemble de situations est calculé numériquement et l'erreur entre les réponses fournies par la solution en constitution, et la référence fournie par les simulations numériques, est évaluée. Si l'erreur est inférieure à une tolérance donnée, la convergence est atteinte. Sinon, un ensemble

supplémentaire de cas est calculé et la solution est complétée au travers d'une nouvelle itération du processus.

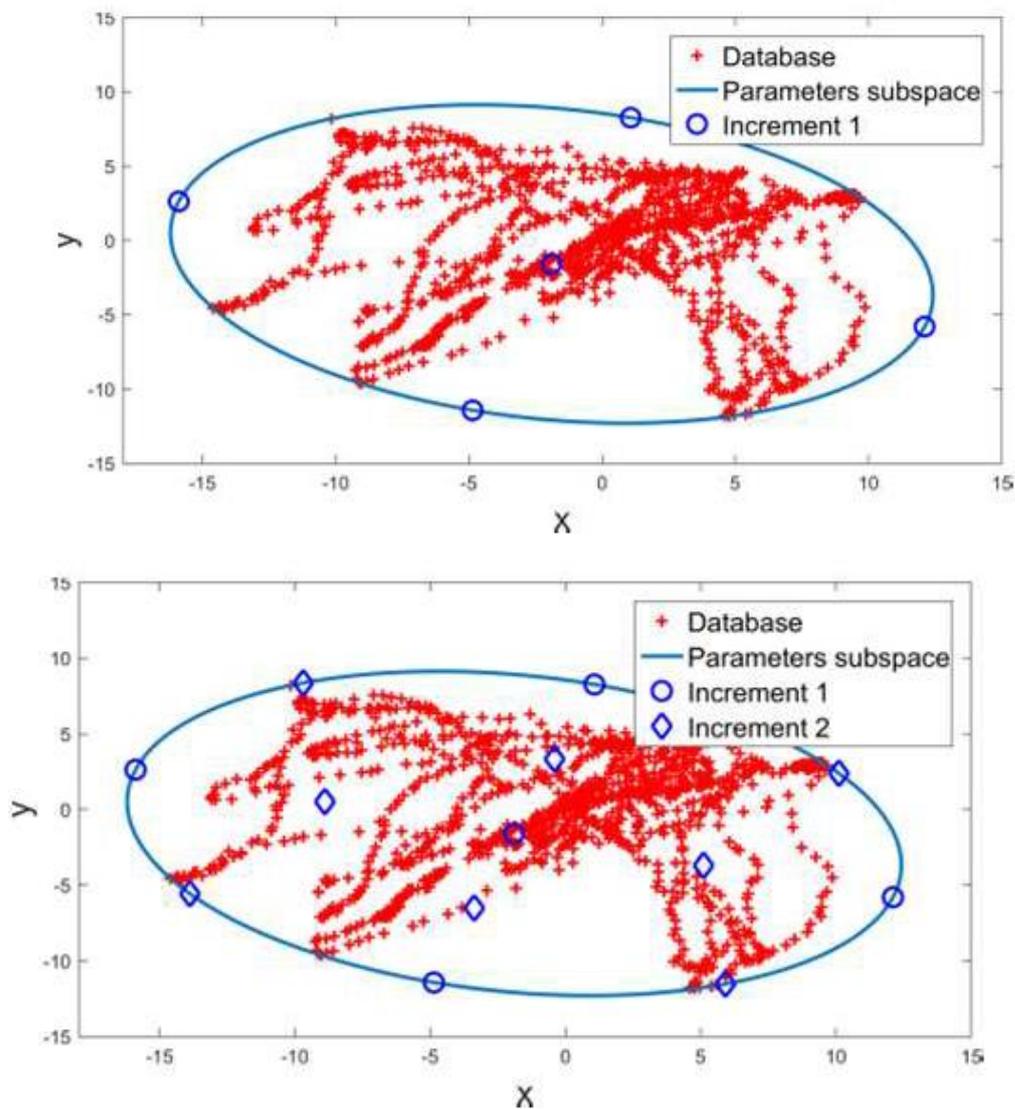
Les données sont ensuite compactées à l'aide de la méthode PGD (Proper Generalized Decomposition) de Chinesta et al [96] pour obtenir une solution paramétrique qui s'écrit comme dans l'équation V.4. Dans celle-ci, \mathbf{x} représente l'espace des coordonnées et (p_1, p_2, \dots, p_D) les D-coordonnées liés à l'expression paramétrique du problème. Chaque terme de la solution correspond à une interpolation d'une fonction propre aux coordonnées $B_1^i(p_1)$ identifiée à partir de solutions numériques. L'équation V.4 est une expression générique de la PGD. Nous détaillerons l'équivalent spécifique pour notre travail plus loin (cf. Chapitre V - II.3)

$$u(\mathbf{x}, p_1, p_2, \dots, p_D) = \sum_{i=1}^d \alpha_i B_0^i(\mathbf{x}) B_1^i(p_1) B_2^i(p_2) \dots B_D^i(p_D) \quad \text{V 4}$$

La solution déterminée par la SSL utilise uniquement les résultats des simulations numériques, et n'affecte pas la méthode de résolution. Cet aspect non-intrusif de la SSL permet une grande liberté par rapport à l'outil utilisé pour calculer les solutions FEM. Or, le but de cette approche est de s'affranchir de la dépendance temporelle de la résolution numérique, pour permettre l'utilisation de modèles numériques plus complexes. La nature non invasive de la SSL s'inscrit parfaitement dans cette logique, car elle permet de fournir une réponse à temps constant, indépendamment de la méthode de résolution numérique utilisée ou de sa durée. Les modèles mécaniques utilisés peuvent ainsi implémenter des lois de comportement non-linéaires, plus longues et complexes à résoudre, sans pour autant affecter le résultat final.

II.3.2 Application au cas de la respiration libre

La solution finale est construite de façon itérative et exprimée sous la forme d'une somme finie de fonctions d'interpolation, fondée sur la famille des fonctions polynomiales. À chaque étape, un ensemble de paramètres (r_j, Φ_j) est déterminé correspondant aux simulations effectuées. Le choix de ces couples est fondée sur la méthode de F. Chinesta et de Borzacchiello et al [242], et vise à couvrir l'ensemble de l'espace paramétrique avec un nombre minimal de simulations à calculer. La Figure 80 présente les différentes simulations qui seront effectuées lors des itérations 1, 2 et 3. L'identification de l'ensemble des cas à traiter par itérations a été effectuée par Borzacchiello et al. [242]



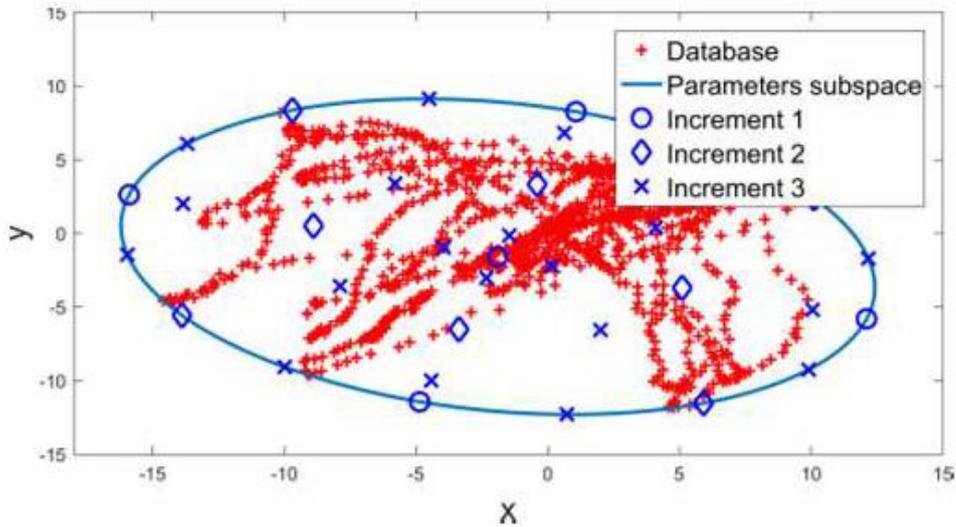


Figure 80 : Simulations effectuées aux incréments 1, 2 et 3 du processus d'apprentissage de la SSL représentés dans l'espace paramétrique 2D.

À chaque itération, les simulations correspondants aux cas identifiés sont effectuées et intégrées dans la fonction solution. Le processus s'arrête dès que la discrétisation permet de générer une fonction de solution suffisamment précise pour calculer une réponse avec un écart d'erreur suffisamment faible, soit en valeur maximale inférieur à 4mm.

L'expression paramétrique finale des déplacement est donnée par :

$$u(r, \phi) = \sum_{i=1}^d \alpha_i B_r^i(r) B_\phi^i(\phi) \quad \text{V.5}$$

Avec :

$u(r, \phi)$ le champ de déplacement des vertex de l'organe simulé pour les paramètres (r, ϕ)

$B_r^i(r)$ la fonction d'interpolation du paramètre r calculée pour l'itération i

$B_\phi^i(\phi)$ la fonction d'interpolation du paramètre ϕ calculée pour l'itération i

α_i valeur de déplacement simulée pour l'itération i

Pour chaque simulation, les déformations de la surface d'un volume contenant les organes sont obtenues à partir de la méthode de variation de volume global de Hostettler et al [111].

Ensuite, les déformations internes des viscères abdominaux, de la paroi abdominale et des viscères thoraciques sont calculées numériquement avec le solveur numérique Abaqus®

[239] pour les conditions limites données (étape 7 b). La contrainte d'utilisation en temps réel pendant les opérations impose à Hostettler et al. d'utiliser une loi élastique linéaire simplifiée pour calculer les déformations tissulaires. Comme les simulations numériques sont effectuées dans des conditions préopératoires pour la SSL, il est possible d'utiliser des lois mécaniques plus complexes. Les propriétés mécaniques intégrées sont les mêmes que pour l'approche de résolution en temps réel. Hostettler et al. utilisent dans [112] un module de Young de 11,11 kPa pour un coefficient de Poisson de 0,47. Ici, les tissus sont associés à un modèle hyperélastique d'Arruda-Boyce, avec $C10 = 3,49$ kPa et $D1=420$ kPa⁻¹ correspondant à ces valeurs élastiques.

Bien que la complexité de résolution des lois de comportement hyperélastique empêche leur utilisation dans les approches de résolutions en temps réel, elles sont cependant nécessaires pour le calcul de grandes déformations. Ainsi, pour ce cas d'application de la respiration libre, notre méthode mettra en œuvre un modèle plus riche, incluant une loi de comportement plus complexe que celle utilisée par les approches de résolution en temps réel. L'objectif est donc de fournir une réponse à une fréquence a minima identique que celle offerte par la résolution en temps réel.

II.4 Représentation en temps réel des déformations

Une fois l'étape d'apprentissage terminée, elle est en mesure de fournir un maillage déformé à partir des paramètres de déformation de surface. Ce maillage est ensuite intégré à une solution de représentation en réalité augmentée, afin d'afficher les données en conditions opératoires.

La Figure 81 compare, pour les approches classiques et pour la SSL, les différentes étapes du processus de représentation d'images en réalité augmentée. Elles vont de l'acquisition vidéo à l'affichage en réalité augmentée.

Pour la méthode classique comme pour celle implémentant la SSL, une caméra de profondeur fournit des images qui sont traitées pour en extraire les paramètres de déformation de la peau. Cette étape nécessite un étalonnage des extrema d'inspiration et d'expiration pour exprimer les paramètres sous la forme d'un rapport entre ces deux positions. Les paramètres sont utilisés pour obtenir les déformations de surface qui sont utilisées comme données d'entrée pour le solveur mécanique.

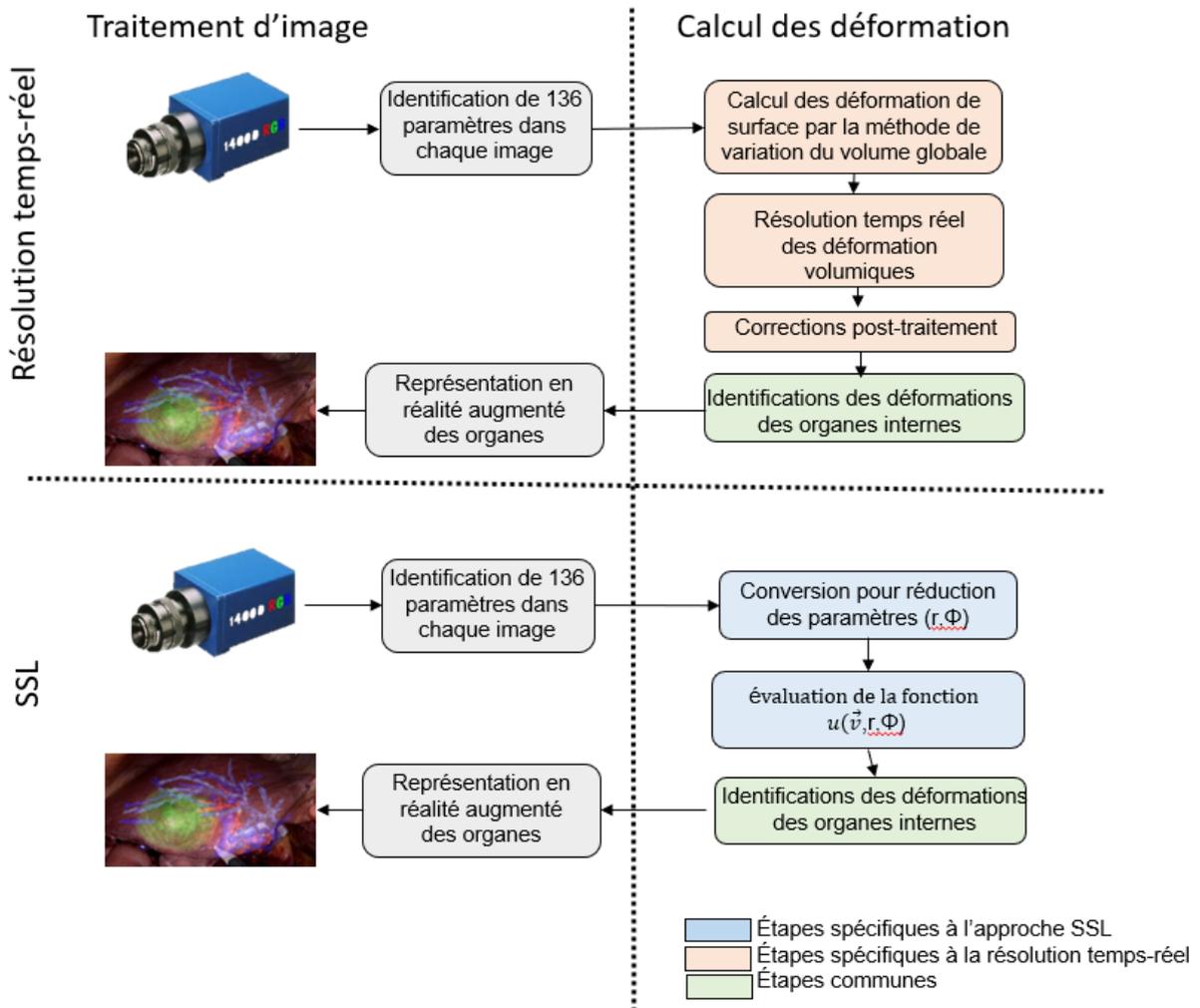


Figure 81 : Schéma des processus de représentation des déformations en temps réel, à la fois pour la SSL et l'approche de résolution en temps réel, et ce depuis l'acquisition vidéo jusqu'à la superposition.

La solution fondée sur la SSL effectue, quant à elle, la conversion pour obtenir le couple polaire réduit de paramètres (r, Φ) . Celui-ci est ensuite utilisé pour calculer la valeur réponse de la fonction de résultat. Dans cette approche, le temps de calcul en ligne est directement lié au nombre de termes dans la somme finie (V.5). Plus la convergence de l'algorithme d'apprentissage est rapide, plus le calcul de la réponse en opération sera rapide.

En revanche, le temps nécessaire pour fournir une réponse par l'approche de résolution temps réel est dépendante de la complexité du modèle et des conditions aux limites. De plus, elle nécessite des étapes de traitement des volumes globaux supplémentaires pour identifier les conditions aux limites. Celles-ci sont directement intégrées dans l'étape d'apprentissage pour la SSL, qui ne nécessite que la conversion des paramètres d'entrée.

Enfin, une fois les déformations des viscères abdominaux, des viscères thoraciques et

de la paroi abdominale calculées, les maillages secondaires, comme celui du foie, sont identifiés à l'intérieur des maillages globaux déformés. Cette étape est identique dans les deux approches, car elle fournit en peu de temps la déformation de nombreux organes. Les maillages générés sont utilisés pour compléter le flux initial d'images de la caméra avec des données de réalité augmentée.

Dans ces deux processus, l'avantage majeur qu'offre la solution liée à la SSL est que son temps de traitement et les ressources numériques (processeur, mémoire, ...) de calcul qu'elle utilise sont indépendants de la situation traitée et de la complexité du modèle. Elle offre ainsi une grande adaptabilité et une meilleure maîtrise des ressources utilisées.

III. *Évaluation*

Le traitement mécanique de la déformation d'organes en temps réel fondé sur la SSL est une approche nouvelle utilisant un algorithme d'apprentissage pour précalculer une fonction de résultat. Celle-ci est ensuite en mesure de fournir en temps réel les déformations du foie sans nécessiter de résolution mécanique en conditions opératoires. Cependant, pour valider l'intérêt de cette approche, il est nécessaire d'en comparer les avantages et inconvénients avec l'approche classique de résolution mécanique en temps réel par la MSM. Cette validation se fera en regard des quatre critères de qualité de la représentation en temps réel, à savoir la vitesse, la précision, la dépendance au patient et la couverture des cas d'utilisation. Pour évaluer son intérêt, nous fournissons ci-dessous des indicateurs d'évaluation dont les résultats seront comparés entre les deux approches.

III.1 Indicateurs

Dans notre étude, nous restreignons l'application du modèle numérique à la représentation de la respiration libre. Ce choix permet de fixer un cadre de comparaison simplifié pour les trois autres critères : la vitesse, la précision et la dépendance au patient. Un indicateur sera défini pour chaque critère et évalué pour l'approche implémentant la SSL et celle utilisant la résolution en temps réel.

III.1.1 *Indicateur de vitesse*

Cet indicateur définit le temps requis par le logiciel pour fournir le maillage volumique déformé à partir des paramètres décrivant la déformation de la peau. Cet indicateur est essentiel, car l'erreur induite par un retard de calcul ne peut être compensée par aucun autre moyen [87]. Les deux solutions sont testées sur un ensemble identique de paramètres d'entrée.

Pour obtenir une estimation précise de la ressource allouée au calcul des déformations numériques, les données d'entrée ne sont pas acquises d'un flux vidéo direct comme en conditions opératoires. En effet, cela induirait une charge des ressources numériques variable et aléatoire qui perturberait la lecture des mesures de temps. Les données sont donc obtenues à partir d'un fichier texte (format csv) qui contient les valeurs des paramètres d'entrée pour un grand nombre de cas de respiration.

Les mesures de temps sont effectuées pour les deux méthodes sur le même ordinateur (processeur noyau 2Duo T7700, 2.4 GHz, 2Go RAM, GeForce 8600MGT 512 MB), sans autre logiciel en cours d'exécution. Les données d'entrée correspondent à la représentation paramétrique équivalente des 3000 positions de respirations, qui ont été obtenues à partir d'une acquisition de respiration libre réelle.

Chaque solution est mise en œuvre et le temps passé dans chacun de leurs modules spécifiques (*Figure 81*) est mesuré. La Durée Moyenne du Calcul des Déformations (DMCD) sera utilisée comme premier indicateur pour comparer la vitesse de calcul de chaque solution.

III.1.2 *Indicateur de précision*

Différents facteurs influent sur la précision du résultat final d'un modèle numérique. En premier lieu, la loi de comportement mécanique influence directement les déformations simulées du maillage. Les approximations mathématiques (approximations numériques et erreurs) utilisées pour améliorer la rapidité des simulations affectent également la réponse simulée. Enfin, l'approche SSL repose sur des interpolations, qui induisent une erreur supplémentaire.

L'indicateur de précision sera construit sur la comparaison des positions des maillages produits, avec une configuration de référence issue d'une acquisition scanner. Plutôt que d'utiliser l'indicateur de précision de Hostettler et al [112] qui calcule la distance moyenne des centres de gravité des triangles calculés et réels (atteignant 2 et 3 mm d'erreur moyenne pour leur application avec le solveur de résolution en temps réel), nous ferons les comparaisons sur l'erreur de position moyenne des nœuds du maillage. Ce choix est motivé par le fait que ce sont les nœuds – et non pas les centres - des maillages qui seront utilisés lors de la représentation en réalité augmentée.

L'indicateur de précision utilisé ici sera calculé pour les deux solutions avec la même segmentation initiale du patient.

III.1.3 *Indicateur de la dépendance au patient*

L'adaptabilité de la solution développée est également un facteur d'intégration important. En effet, le processus final sera appliqué à de nombreux patients différents. Ainsi, la solution produite doit être en mesure de s'adapter de l'un à l'autre.

Pour les deux approches, la dépendance au patient passe par l'utilisation d'images scannées ou IRM pour construire le support géométrique pour la résolution numérique. Avec la résolution en temps réel, l'intégration de la dépendance au patient est directe, car le moteur numérique s'appuie sur la géométrie spécifique pour fournir la déformation en temps réel. La solution intègre donc directement la dépendance au patient et ne nécessite pas de calcul complémentaire pour cela.

Dans l'approche fondée sur la SSL, la fonction solution produite à la phase d'apprentissage n'offre pas la possibilité de s'adapter à chaque patient une fois construite. Il est par conséquent nécessaire de traiter cet aspect dans la phase d'apprentissage. Ainsi, les étapes d'apprentissage itératif de la SSL (7, 7.a, 7.b, 7.c dans les étapes du processus présenté dans la Figure 77) doivent être exécutées pour chaque patient, avec la géométrie spécifique. Cette phase doit donc être effectuée entre la construction du maillage spécifique au patient et la chirurgie. Pour ne pas affecter le processus opératoire global, il est donc impératif que l'apprentissage soit plus court que la durée moyenne séparant l'acquisition IRM ou scanner des données patient et l'opération. Cette durée moyenne servira de référence comme seuil critique pour notre indicateur.

Pour mesurer la charge supplémentaire liée à la prise en compte de la dépendance au patient dans le cas de la SSL, nous allons mesurer la durée d'apprentissage nécessaire pour une nouvelle géométrie. Si celle-ci dépasse la durée critique, la méthode présentée aura un effet sur l'ensemble du processus chirurgical, et sera donc plus difficile à intégrer. Dans le cas contraire elle pourra être considérée comme une solution efficace.

III.2 Résultats de l'application à la respiration libre

III.2.1 Résultats

Les trois indicateurs caractérisant les algorithmes de calcul des déformations numériques sont évalués pour les deux méthodes et restitués dans le [Tableau 12](#).

Nous obtenons des durées moyennes de calcul par déformation et des distances moyennes des sommets qui ont un ordre de grandeur similaire pour les deux approches. Le temps de calcul moyen pour la méthode fondée sur la SSL est de 24,20 ms contre 27,58 ms pour la méthode de résolution en temps-réel. Cela conduit à une fréquence de traitement d'image de 40 Hz.

En outre, la mesure de la distance moyenne des sommets, de 2,8 mm obtenue avec l'approche de résolution en temps réel, se rapproche de celle obtenue avec la distance moyenne du centre de gravité de Hostettler et al [112] de 2,5 mm. La précision de la méthode fondée sur SSL est de 2,4 mm. Les deux solutions atteignent ici la précision de prédiction de 4mm de Clifford et al [244] nécessaire pour apporter une aide aux chirurgiens.

Bien que l'ordre de grandeur de l'erreur sur un cas classique reste proche, la SSL intègre elle le vrai comportement mécanique des tissue. Ce premier résultat qui donne un résultat aux petites déformations au moins aussi bon que les méthodes classique est très prometteur. En effet, la SSL permet de fournir une simulation numérique à une même vitesse et une même précision en conditions per-opératoire de déformations bien plus complexes. Alors que la MSM se cantonne aux petites déformations, la SSL est en mesure de traiter un nombre bien plus vaste de cas, tout en préservant le temps de réponse ainsi que la précision.

	MSM	SSL
Durée moyenne de calcul	27,58 ms	24,20 ms
Distance moyenne des nœuds	2,8 mm	2,4 mm
Durée d'apprentissage		2jours 9h 16 min

Tableau 12 : Indicateurs de vitesse, de précision et de dépendance au patient obtenus dans le cadre de la respiration libre pour une implémentation de la résolution en temps réel et de la SSL.

III.2.2 *Analyse des résultats*

Alors que la méthode fondée sur SSL ne présente qu'une légère amélioration pour la durée de calcul, la différence est plus importante sur la précision obtenue. Bien que ces premiers résultats ne présentent qu'une légère amélioration par rapport à la méthode utilisée par Hostettler et al., les données affichées ont été calculées par simulation éléments finis avec un solveur mécanique complet. Ce point offre la possibilité d'améliorer considérablement la complexité et la précision du modèle, sans pour autant affecter le temps de calcul en conditions opératoires.

Le cas d'application de la respiration libre reste un cas simple qui se cantonne aux petites déformations. Dans ces conditions, la méthode fondée sur la SSL fonctionne à la vitesse des approches classiques. De plus, elle ne corrèle pas la précision du modèle mécanique et le temps de calcul en mode opératoire. Elle permet ainsi d'améliorer le modèle mécanique et la complexité des conditions aux limites, sans affecter le temps de calcul en temps réel. La fréquence de calcul des déformations est donc constante et garantit le temps-réel.

Alors que la méthode fondée sur la SSL offre une qualité de service élevée en terme de temps de réponse et de modèle mécanique supporté, elle nécessite au préalable une quantité importante de calculs. Cette contrainte supplémentaire pourrait être un handicap important pour cette méthode. Cependant, l'apprentissage pour les trois maillages a été effectué en 2,3 jours (Tableau 12), ce qui est inférieur au délai moyen entre l'obtention des images médicales du patient et la chirurgie proprement dite. Le traitement complet peut être calculé pour un patient donné pendant ce délai, et intégré dans le processus chirurgical réel sans l'affecter.

De plus, les différentes simulations numériques nécessaires à l'apprentissage ont été réalisées de manière séquentielle. Leur indépendance permettrait de paralléliser le calcul. Cela améliorerait considérablement le temps de calcul de la fonction de solution. L'utilisation de la parallélisation permettrait également d'améliorer le délai de traitement en ligne. Alors que l'approche de résolution en temps-réel nécessite une interaction entre les valeurs calculées aux différents nœuds du maillage, le calcul de la solution fondée sur la SSL repose uniquement sur le calcul matriciel, qui offre des possibilités de parallélisation. Ainsi, une meilleure gestion des ressources numériques permettrait d'améliorer encore le temps de calcul en phase d'apprentissage ou de calcul en temps réel.

Le résultat de la première implémentation fondée sur la méthode SSL semble être très prometteur. Tout en offrant un temps de réponse en « mode opératoire » similaire à la

méthode de résolution en temps réel, elle est fondée sur une résolution mécanique complète, offrant une meilleure précision et l'utilisation de modèles plus précis. De plus, la séparation entre la complexité du modèle et le délai de calcul en temps réel permet de traiter, entre autres, des grandes déformations. Bien qu'elle induise un précalcul supplémentaire pour la dépendance au patient, elle reste intégrable dans un processus chirurgical avec un fort potentiel d'amélioration grâce à la parallélisation.

III.3 Application au modèle du foie

III.3.1 *Modélisation des déformations du foie en respiration libre*

La première application de la méthode SSL correspond à la déformation des viscères abdominaux, des viscères thoraciques et de la paroi abdominale. En effet, il existe pour ces cas une référence implémentée par Hostettler et al. [255] qui permet de fournir un environnement d'évaluation de la méthode. Ainsi, la méthode a permis de produire en temps réel les déformations des organes en utilisant un modèle proche de celui implémenté par Hostettler et al.

Les résultats de ce premier essai étant concluants, nous allons maintenant appliquer la méthode au modèle numérique du foie développé aux chapitres précédents. Celui-ci est bien plus complexe, car intégrant des lois de comportement hyperélastique et non uniformes. Rappelons que la méthode de résolution en temps réel est limitée aux lois de comportement uniformes linéaires-élastiques, et atteignent leurs limites pour ces modèles.

Les simulations effectuées dans la phase d'apprentissage de la SSL se font avec une loi de comportement hyperélastique d'Arruda-Boyce et la carte de répartition homogénéisée de la vascularisation telle qu'établie au [chapitre IV](#). Les simulations traiteront à nouveau les cas de respiration libre. Les modèles sont résolus pour les mêmes cas paramétriques et itérations que pour le modèle développé au [Chapitre V - III.3.2](#).

III.3.2 *Analyse des résultats*

Le [Tableau 13](#) présente les déformations obtenues avec la méthode de résolution en temps réel et avec celle utilisant la SSL. Le premier cas correspond à une position au repos en expiration complète. Les déformations calculées du foie sont similaires pour les deux méthodes en terme de forme. Cependant, le maillage produit par la résolution FEM complète

de l'approche SSL présente une surface plus lisse. Cette variation n'étant que surfacique, l'écart moyen de positions des nœuds des deux géométries reste faible.

Les deuxième, troisième et quatrième cas montrent une variation plus forte entre les deux réponses. Ces positions correspondent à des positions de respiration extrêmes. La forme globale du foie calculée est similaire pour les deux méthodes.

Cependant, la réponse fournie par la SSL donne une continuité bien meilleure de la surface du foie pour ces cas. En particulier pour les éléments d'extrémité des lobes qui montrent de fortes variations pour la méthode de calcul en temps réel. Le troisième cas est particulièrement déformé pour le calcul en temps réel, allant jusqu'à toucher à l'intégrité géométrique puisque certains nœuds de la surface inférieure du foie apparaissent sur le dessus. De même, le quatrième cas présente des éléments fortement déformés à son extrémité droite pour le cas de la résolution en temps réel. Cela est dû aux simplifications de calcul qui ne traitent pas le foie comme un volume, mais identifient uniquement une surface au sein d'une géométrie plus globale.

Le foie calculé à l'aide du modèle s'appuyant sur le processus d'homogénéisation et une loi de comportement hyperélastique présente une forte déformation tout en restant géométriquement cohérent avec une surface continue. Le calcul d'une réponse mécanique cohérente est directement lié à l'utilisation d'un modèle mécanique plus complexe, utilisable en temps réel grâce à la SSL.

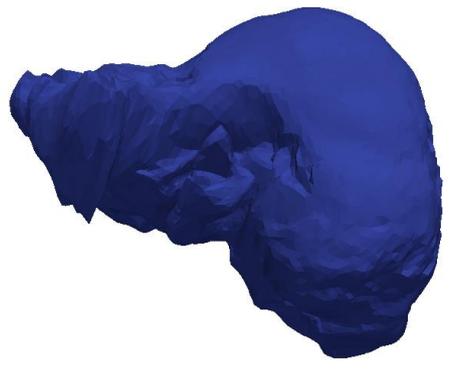
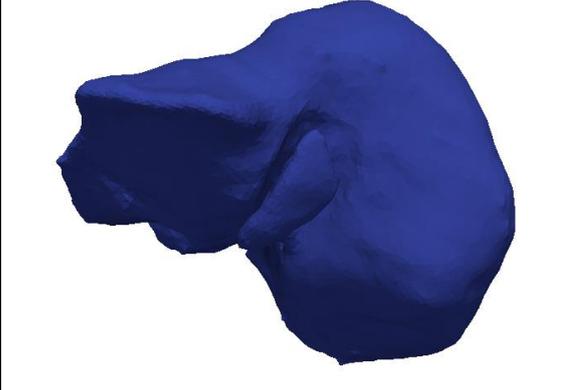
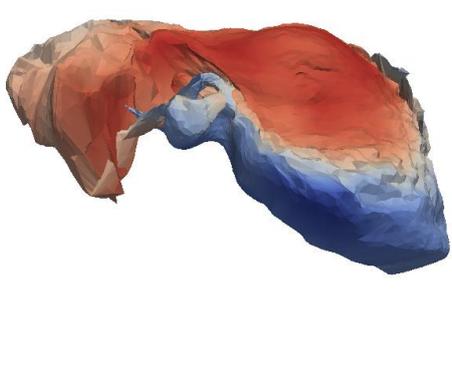
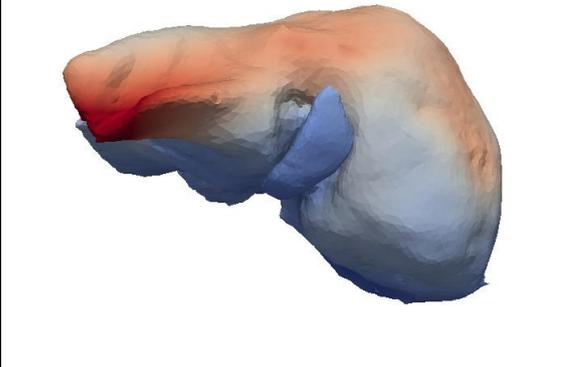
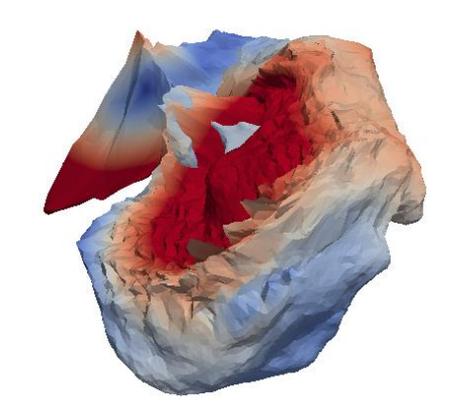
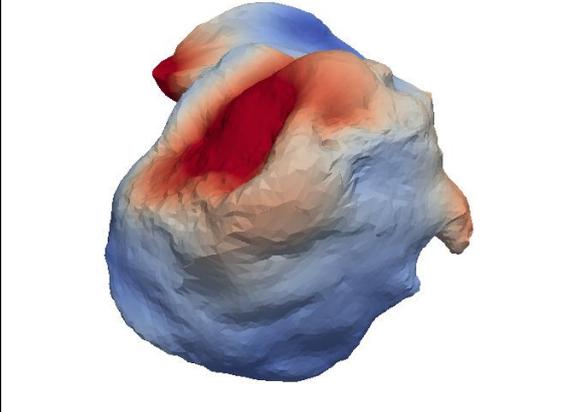
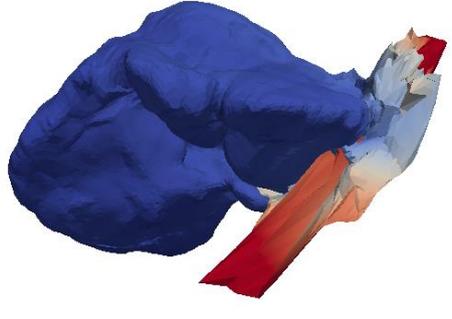
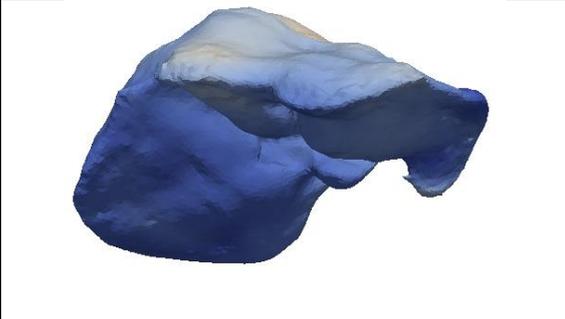
$(r ; \Phi)$	Résolution en temps réel	Déformation calculée par SSL
(0 ; 0)		
(0.36 ; 2.43)		
(0.95 ; 3.33)		
(0.96 ; 3.87)		

Tableau 13 : Déformations du foie calculées par la méthode de résolution en temps réel (colonne de gauche) et avec la méthode SSL (colonne de droite). La première ligne correspond au maillage non déformé, les secondes et troisièmes lignes correspondent à une inspiration extrême du bas du corps et la dernière à une position extrême intermédiaire.

III.3.3 *Perspectives*

Diverses simulations de déformation pour les cas de respiration libre d'un patient sont effectuées sur le foie. La méthode implémentant la SSL s'appuie sur un modèle numérique prenant en compte la vascularisation et le comportement hyperélastique du tissu hépatique. Les réponses fournies par cette approche sont bien meilleures en terme de rendu surfacique, de cohérence volumique et de réalisme.

La validation du modèle et l'évaluation exacte de sa précision restent cependant difficiles. En effet, les différents cas traités et comparés ici sont numériques et non pas réels. La limitation du nombre d'images scanner ou IRM prises sur un même patient restreint le nombre de références biologiques de validation disponibles.

Bien qu'il n'existe actuellement pas de moyen de mesurer le gain de précision généralisé de la méthode liée à la SSL, elle présente cependant un potentiel fort par la possibilité de traiter des modèles numériques hyperélastiques et intégrant de fortes variations de propriétés mécaniques. Elle améliore la précision des déformations calculées, tout en restant à une vitesse identique en conditions opératoires.

L'évolution de façon exponentielle des ressources, aussi bien terme de temps qu'en terme de moyens matériels, pour la réalisation des calculs numériques a jusqu'à présent été considéré comme un des grands obstacles de l'avancé du numérique dans le monde de la chirurgie. Aussi bien le traitement de grandes déformations que l'augmentation de la complexité des modèles numériques ne pouvaient se concrétiser dans la salle de chirurgie. Ce travail correspond ainsi à une première percée qui offre de nombreuses opportunités du traitement numérique des tissus mous et de l'assistance chirurgicale en générale.

IV. Conclusion

La représentation en temps réel des déformations numériques des tissus mous grâce à la réalité augmentée pendant la chirurgie possède un fort potentiel d'amélioration des conditions de travail pour les chirurgiens. Pour être utilisables dans des conditions opératoires, les maillages traités doivent être précis, calculés rapidement et doivent intégrer la dépendance au patient.

Les approches classiques, qui s'appuient sur la résolution en temps réel des équations mécaniques, simplifient la physique sous-jacente pour pouvoir calculer les déformations. Dans cette approche, la précision du modèle est directement corrélée avec la durée de calcul, et une augmentation de la complexité du modèle affecte automatiquement le temps de réponse du système.

Afin de surmonter cette limitation, notre méthode met en œuvre une phase d'apprentissage. Fondée sur la SSL, elle calcule une fonction résultat de manière itérative en conditions préopératoires. Une fois intégrée dans le processus opératoire, elle permet de calculer la déformation sans nécessiter la résolution des équations mécaniques.

Comme toutes les simulations numériques sont réalisées en phase préopératoire, il est possible d'utiliser la FEM complète avec une loi de comportement hyperélastique complexe pour calculer les déformations. Dans notre étude, le modèle implémenté s'appuie sur une loi de comportement des matériaux hyper élastique d'Arruda-Boyce et intègre pour le cas du foie la fonction de répartition de la rigidité représentant la vascularisation.

La comparaison des résultats des deux approches appliquées au cas de la respiration libre donne un temps de réponse similaire. Ainsi l'approche liée à la SSL est en mesure d'atteindre la vitesse et la précision de la méthode de résolution en temps réel, tout en permettant de calculer des situations de grandes déformations. Elle ouvre ainsi de nombreuses possibilités d'amélioration du modèle mécanique.

Notre approche peut également être améliorée par la parallélisation. Le temps de précalcul supplémentaire induit par la dépendance au patient et l'expression paramétrique du problème, peut également être réduit par différentes méthodes d'apprentissage.

Cette approche ouvre de nombreuses perspectives pour les applications chirurgicales, puisqu'elle permet de construire une réponse mécanique précise et continue tout en présentant une durée de calcul en conditions opératoires constante et faible.

Cette première application au cas de la respiration libre démontre la faisabilité et l'intérêt du procédé. Le modèle numérique du foie implémenté peut également servir à la simulation d'autres situations chirurgicales, comme la modélisation du comportement du foie au cours d'opérations d'ablation. La construction de notre méthode requiert cependant une description paramétrique des conditions aux limites. Cette contrainte peut être levée comme pour le cas de la respiration libre, par une combinaison de phase d'apprentissage et de réduction de modèle. Elles nécessitent cependant toutes deux une quantité importante de données physiques réelles.

CONCLUSION & PERSPECTIVES

Notre étude développe un modèle numérique du foie qui prend en compte l'effet mécanique de la vascularisation tout en permettant une utilisation en temps réel dans des conditions opératoires.

Les modèles utilisés couramment dans la littérature utilisent la résolution en temps réel de la mécanique. Celle-ci consomme beaucoup de ressources numériques et est très lente. Pour atteindre le temps réel, les modèles numériques actuels intègrent une loi de comportement linéaire élastique uniforme. De plus ils s'appuient sur d'importantes simplifications de calcul pour accélérer la résolution numérique. Par conséquent, la réponse fournie contient de nombreuses approximations et erreurs, en particulier pour les grandes déformations.

En premier lieu, comme les études numériques sont fortement dépendantes du maillage, nous avons développé un logiciel de fusion des différentes géométries. Les maillages qui en résultent sont complémentaires et permettent de traiter des géométries complexes de différentes tailles moyennes d'éléments.

Nous avons ensuite étudié l'effet de la vascularisation au niveau macroscopique par des simulations numériques d'indentations. Les vascularisations sont intégrées comme une structure hétérogène, puis par un calcul fluide spécifique dans un modèle d'interaction fluide-structure. Les résultats mettent en évidence l'importance de la veine porte en terme de pression interne, et tout particulièrement de son premier embranchement. Le tronc principal de la veine cave a également un effet non négligeable, bien que plus faible. Enfin, la pression sanguine sur les vascularisations plus petites est indépendante du débit sanguin du foie et est négligeable devant la rigidité hépatique. En conséquence, seuls les troncs de la veine cave et les deux premiers embranchements de la veine porte ont un effet mécanique réel sur la structure macroscopique.

Enfin, nous avons constitué un modèle homogénéisé à l'aide d'une fonction de répartition de rigidité qui tient compte des éléments ayant une rigidité importante. Le modèle qui en résulte permet ainsi d'utiliser des maillages du foie qui n'intègrent pas explicitement la vascularisation. L'effet mécanique de celle-ci sur le modèle macroscopique est pris en compte par la fonction de répartition des propriétés mécaniques. Nous avons validé le modèle constitué sur un cas réel standard avant de le mettre en œuvre à l'échelle du foie.

La fonction d'homogénéisation constituée repose sur des paramètres géométriques qui permettent de calculer la réponse numérique du foie en tenant compte de données

patient-dépendantes. Cependant, la loi de comportement hyperélastique et la fonction de répartition complexe rendent le modèle trop lourd pour être résolu en temps réel et ne lui permettent pas de s'intégrer en conditions opératoires.

Pour atteindre le calcul en temps réel, nous avons traité le modèle numérique avec la méthode SSL. Celle-ci interpole différentes réponses numériques précalculées pour constituer une fonction réponse intégrée dans le processus de traitement en temps réel. Ainsi, en conditions opératoires, les déformations sont obtenues par un calcul de fonction et non plus une résolution des équations mécaniques.

Finalement, nous avons implémenté et validé la méthode dans le cadre de la respiration libre. En effet, une solution fondée sur la résolution en temps réel existe déjà et nous sert de référence pour analyser les avantages et l'apport de la SSL. La comparaison des déformations résultantes montre une réponse bien meilleure et plus cohérente pour le modèle développé tout en fournissant une réponse en une durée compatible avec les conditions opératoires et indépendante de la complexité du modèle.

Dans cette thèse nous avons développé puis intégré un modèle numérique du foie. Celui-ci ainsi que les méthodes mises en œuvre pour sa construction peuvent être facilement étendus. En effet, le modèle mécanique s'appuie sur une somme finie pour le calcul de la répartition de rigidité mécanique. Elle peut être enrichie de termes représentant les tumeurs, ou d'autres éléments anatomiques comme les ligaments du foie.

La SSL quant à elle, est une méthode qui peut intégrer des paramètres additionnels pour traiter d'autres conditions aux limites ou de la dépendance patient. En conséquence, les différentes méthodes mises en œuvre offrent de nombreuses perspectives d'améliorations et d'adaptations aux problématiques à venir.

Il reste cependant des incertitudes qui pourraient être levées dans le cadre de travaux ultérieurs. Tout d'abord, la dépendance au patient reste une contrainte forte dans le processus, car elle nécessite un calcul complémentaire pour chaque nouveau patient. La caractérisation et la paramétrisation des géométries du foie pourraient permettre d'intégrer la dépendance au patient directement dans la fonction solution construite par la SSL. Cela permettrait d'économiser l'étape de nouveau calcul pour chaque nouveau patient.

De plus, le modèle n'a été appliqué qu'au cas de la respiration libre. Les différentes chirurgies du foie présentent des situations bien plus diversifiées. En effet, lors de chirurgies mini-invasives, le foie est soumis à des conditions limites différentes. Le modèle numérique

développé ici peut être appliqué directement pour ces différents cas, à condition de paramétrer les déformations et conditions aux limites.

Le travail de thèse développé couvre le traitement de la vascularisation dans un modèle numérique du foie. L'ensemble de la réflexion et des recherches menées sont ancrées dans la perspective d'une application chirurgicale. Nous avons combiné des études expérimentales et numériques qui ont permis d'obtenir des informations précises et nouvelles sur l'effet mécanique des vascularisations hépatiques. Nous avons créé, à partir de ses premières analyses, un nouveau modèle numérique du foie, qui combine rapidité de résolution et précision, tout en intégrant l'impact mécanique des vascularisation. Nous avons ensuite traité ces résultats théoriques pour les porter dans une application pratique, utilisable dans le domaine de la chirurgie.

Cette dernière étape a nécessité la mise en œuvre de méthodes de réductions de modèles, jusqu'alors jamais porté jusqu'à la salle de chirurgie. Ces dernières nous ont permis pour la première fois de franchir la limite numérique que constituait la résolution temps-réel combiné aux modèle mécaniques complexes intégrant une loi de comportement hyperélastique. Le modèle du foi ainsi constitué est donc le premier à avoir été porté pleinement dans une application chirurgical temps-réel en conditions peropératoires.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] G. Danaei, S. Vander Hoorn, A. D. Lopez, C. J. Murray, and M. Ezzati, "Causes of cancer in the world: comparative risk assessment of nine behavioural and environmental risk factors," *The Lancet*, vol. 366, no. 9499, pp. 1784–1793, Nov. 2005.
- [2] "Minimally invasive surgery market to double by 2019." [Online]. Available: <http://www.photonics.com/Article.aspx?AID=55957>.
- [3] J.-P. Vautrin, "Robotique industrielle et sécurité," *Cult. Tech.*, vol. 17, pp. 190–195, 1987.
- [4] S. Y. Nof, J. L. K. Jr, and G. Salvendy, "Effective Utilization of Industrial Robots—A Job and Skills Analysis Approach," *AIEE Trans.*, vol. 12, no. 3, pp. 216–225, Sep. 1980.
- [5] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta, and M. C. Carrozza, "Robotics for medical applications," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 3, no. 3, pp. 44–56, Sep. 1996.
- [6] J. Rosen, J. D. Brown, L. Chang, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, "Generalized approach for modeling minimally invasive surgery as a stochastic process using a discrete Markov model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 3, pp. 399–413, Mar. 2006.
- [7] P. Mouret, "How I developed laparoscopic cholecystectomy," *Ann. Acad. Med. Singapore*, vol. 25, no. 5, pp. 744–747, Sep. 1996.
- [8] Singapore General Hospital, "Minimally Invasive Surgery (MIS) Procedures in General Surgery." [Online]. Available: <https://www.singhealth.com.sg/PatientCare/ConditionsAndTreatments/Pages/Minimally-Invasive-Surgery-General-Surgery.aspx>.
- [9] A. W. Majeed, G. Troy, A. Smythe, M. W. R. Reed, C. J. Stoddard, J. Peacock, A. G. Johnson, and J. Nicholl, "Randomised, prospective, single-blind comparison of laparoscopic versus small-incision cholecystectomy," *The Lancet*, vol. 347, no. 9007, pp. 989–994, Apr. 1996.
- [10] M. K. Chen, K. P. Schropp, and T. E. Lobe, "Complications of minimal-access surgery in children," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 31, no. 8, pp. 1161–1165, Aug. 1996.
- [11] G. Crosthwaite, T. Chung, P. Dunkley, S. Shimi, and A. Cuschieri, "Comparison of direct vision and electronic two- and three-dimensional display systems on surgical task efficiency in endoscopic surgery," *Br. J. Surg.*, vol. 82, no. 6, pp. 849–851, Jun. 1995.
- [12] D. Jones, J. Brewer, and N. Soper, "The Influence of Three-Dimensional Video Systems on Laparoscopic Task Performance," *Surg. Laparosc. Endosc.*, vol. 6, no. 3, p. 191–197, Jun. 1996.
- [13] A. M. Okamura, "Haptic Feedback in Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery," *Curr. Opin. Urol.*, vol. 19, no. 1, pp. 102–107, Jan. 2009.
- [14] N. F. M. Kok, M. Y. Lind, B. M. E. Hansson, D. Pilzecker, I. R. A. M. M. zur Borg, B. C. Knipscheer, E. J. Hazebroek, I. M. Dooper, W. Weimar, W. C. J. Hop, E. M. M. Adang, G. J. van der Wilt, H. J. Bonjer, J. A. van der Vliet, and J. N. M. IJzermans, "Comparison of laparoscopic and mini incision open donor nephrectomy: single blind, randomised controlled clinical trial," *BMJ*, vol. 333, no. 7561, p. 221, Jul. 2006.
- [15] R. M. Satava, "Virtual reality surgical simulator," *Surg. Endosc.*, vol. 7, no. 3, pp. 203–205, 1993.
- [16] W. Scott Melvin, J. A. Johnson, and E. Christopher Ellison, "Laparoscopic skills enhancement," *Am. J. Surg.*, vol. 172, no. 4, pp. 377–379, Oct. 1996.
- [17] A. M. Derossis, G. M. Fried, M. Abrahamowicz, H. H. Sigman, J. S. Barkun, and J. L. Meakins, "Development of a model for training and evaluation of laparoscopic skills," *Am. J. Surg.*, vol. 175, no. 6, pp. 482–487, 1998.
- [18] A. M. Derossis, J. Bothwell, H. H. Sigman, and G. M. Fried, "The effect of practice on performance in a laparoscopic simulator," *Surg. Endosc.*, vol. 12, no. 9, pp. 1117–1120,

- Apr. 2014.
- [19] G. M. Fried, A. M. Derossis, J. Bothwell, and H. H. Sigman, "Comparison of laparoscopic performance in vivo with performance measured in a laparoscopic simulator," *Surg. Endosc.*, vol. 13, no. 11, pp. 1077–1081, Apr. 2014.
- [20] G. L. Adrales, U. B. Chu, D. B. Witzke, M. B. Donnelly, D. Hoskins, M. J. Mastrangelo, A. Gandsas, and A. E. Park, "Evaluating minimally invasive surgery training using low-cost mechanical simulations," *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 17, no. 4, pp. 580–585, Feb. 2003.
- [21] E. C. Hamilton, D. J. Scott, A. Kapoor, F. Nwariaku, P. C. Bergen, R. V. Rege, S. T. Tesfay, and D. B. Jones, "Improving operative performance using a laparoscopic hernia simulator," *Am. J. Surg.*, vol. 182, no. 6, pp. 725–728, Dec. 2001.
- [22] R. D. Satava, "Metrics for Objective Assessment of Surgical Skills Workshop," University of Washington Medical center Seattle, technical report ADA407534, Dec. 2001.
- [23] A. G. Gallagher and R. M. Satava, "Virtual reality as a metric for the assessment of laparoscopic psychomotor skills," *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 16, no. 12, pp. 1746–1752, 2002.
- [24] R. Aggarwal, K. Moorthy, and A. Darzi, "Laparoscopic skills training and assessment," *Br. J. Surg.*, vol. 91, no. 12, pp. 1549–1558, Dec. 2004.
- [25] M. Schijven and J. Jakimowicz, "Virtual reality surgical laparoscopic simulators," *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 17, no. 12, pp. 1943–1950, Oct. 2003.
- [26] D. B. Camarillo, T. M. Krummel, and J. K. Salisbury Jr., "Robotic technology in surgery: Past, present, and future," *Am. J. Surg.*, vol. 188, no. 4, Supplement 1, pp. 2–15, Oct. 2004.
- [27] R. H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi, and J. Anderson, "A telerobotic assistant for laparoscopic surgery," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 14, no. 3, pp. 279–288, May 1995.
- [28] G. H. Ballantyne, "Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring," *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 16, no. 10, pp. 1389–1402, 2002.
- [29] J. P. Ruurda, T. J. M. V. van Vroonhoven, and I. A. M. J. Broeders, "Robot-assisted surgical systems: a new era in laparoscopic surgery," *Ann. R. Coll. Surg. Engl.*, vol. 84, no. 4, pp. 223–226, Jul. 2002.
- [30] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner, and M. K. Smith, "Transatlantic robot-assisted telesurgery," *Nature*, vol. 413, no. 6854, pp. 379–380, Sep. 2001.
- [31] M. Mack, "Minimally invasive and robotic surgery," *JAMA*, vol. 285, no. 5, pp. 568–572, Feb. 2001.
- [32] K. Hourmont, W. Chung, S. Pereira, A. Wasielewski, R. Davies, and G. H. Ballantyne, "Robotic versus telerobotic laparoscopic cholecystectomy: duration of surgery and outcomes," *Surg. Clin. North Am.*, vol. 83, no. 6, pp. 1445–1462, Dec. 2003.
- [33] F. Corcione, C. Esposito, D. Cuccurullo, A. Settembre, N. Miranda, F. Amato, F. Pirozzi, and P. Caiazzo, "Advantages and limits of robot-assisted laparoscopic surgery: preliminary experience," *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 19, no. 1, pp. 117–119, Nov. 2004.
- [34] A. R. Lanfranco, A. E. Castellanos, J. P. Desai, and W. C. Meyers, "Robotic Surgery: A Current Perspective," *Ann. Surg.*, vol. 239, no. 1, pp. 14–21, Jan. 2004.
- [35] N. Stylopoulos and D. Rattner, "Robotics and ergonomics," *Surg. Clin. North Am.*, vol. 83, no. 6, pp. 1321–1337, Dec. 2003.

- [36] R. H. Taylor, A. Menciassi, G. Fichtinger, and P. Dario, "Medical Robotics and Computer-Integrated Surgery," *Springer Handbook of Robotics*, B. S. Prof and O. K. Prof, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 1199–1222, 2008.
- [37] M. Mahvash, J. Gwilliam, R. Agarwal, B. Vagvolgyi, L. M. Su, D. D. Yuh, and A. M. Okamura, "Force-Feedback Surgical Teleoperator: Controller Design and Palpation Experiments," *2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Reno, NV, USA, Proceedings, Haptics [4479994], pp. 465–471, 2008.
- [38] G. Tholey, J. Desai, and A. E. Castellanos, "Force Feedback Plays a Significant Role in Minimally Invasive Surgery: Results and Analysis," *Ann. Surg.*, vol. 241, no. 1, pp. 102–109, Jan. 2005.
- [39] E. Ben-Ur, "Force feedback user interface for minimally invasive surgical simulator and teleoperator and other similar apparatus," WO/2001/054587, 03-Aug-2001.
- [40] C. Pacchierotti, S. Scheggi, D. Prattichizzo, and S. Misra, "Haptic Feedback for Microrobotics Applications: A Review," *Biomed. Robot.*, vol. 3, p. 53, 2016.
- [41] S. Cotin, H. Delingette, J. M. Clement, V. Tasseti, J. Marescaux, and N. Ayache, "Volumetric deformable models for simulation of laparoscopic surgery," *Computer Assisted Radiology (CAR'96)*, volume 1124 of *International Congress Series*, 1996.
- [42] R. M. Satava, "3-D vision technology applied to advanced minimally invasive surgery systems," *Surg. Endosc.*, vol. 7, no. 5, pp. 429–431, 1993.
- [43] P. van Bergen, W. Kunert, J. Bessell, and G. F. Buess, "Comparative study of two-dimensional and three-dimensional vision systems for minimally invasive surgery," *Surg. Endosc.*, vol. 12, no. 7, pp. 948–954, Apr. 2014.
- [44] R. T. Azuma, "A Survey of Augmented Reality," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 6, no. 4, pp. 355–385, Aug. 1997.
- [45] T. Sielhorst, M. Feuerstein, and N. Navab, "Advanced Medical Displays: A Literature Review of Augmented Reality," *J. Disp. Technol.*, vol. 4, no. 4, pp. 451–467, Dec. 2008.
- [46] S. Nicolau, L. Soler, D. Mutter, and J. Marescaux, "Augmented reality in laparoscopic surgical oncology," *Surg. Oncol.*, vol. 20, no. 3, pp. 189–201, Sep. 2011.
- [47] T. M. Peters, C. J. Henri, P. Munger, A. M. Takahashi, A. C. Evans, B. Davey, and A. Olivier, "Integration of stereoscopic DSA and 3D MRI for image-guided neurosurgery," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 18, no. 4, pp. 289–299, Jul. 1994.
- [48] D. Teber, S. Guven, T. Simpfendörfer, M. Baumhauer, E. O. Güven, F. Yencilek, A. S. Gözen, and J. Rassweiler, "Augmented Reality: A New Tool To Improve Surgical Accuracy during Laparoscopic Partial Nephrectomy? Preliminary In Vitro and In Vivo Results," *Eur. Urol.*, vol. 56, no. 2, pp. 332–338, Aug. 2009.
- [49] J. Hallet, L. Soler, M. Diana, D. Mutter, T. F. Baumert, F. Habersetzer, J. Marescaux, and P. Pessaux, "Trans-thoracic minimally invasive liver resection guided by augmented reality," *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 220, no. 5, pp. e55-60, May 2015.
- [50] L. M. Auer, D. Auer, and J. F. Knoploch, "Virtual endoscopy for planning and simulation of minimally invasive neurosurgery," *Neurosurgery*, vol. 43, no. 3, pp. 529–537, Sep. 1998.
- [51] J. Traub, M. Feuerstein, M. Bauer, E. U. Schirmbeck, H. Najafi, R. Bauernschmitt, and G. Klinker, "Augmented reality for port placement and navigation in robotically assisted minimally invasive cardiovascular surgery," *Int. Congr. Ser.*, vol. 1268, pp. 735–740, Jun. 2004.
- [52] T. Wendler, J. Traub, S. I. Ziegler, and N. Navab, "Navigated Three Dimensional Beta

- Probe for Optimal Cancer Resection,” *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*, R. Larsen, M. Nielsen, and J. Sporring, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 561–569, 2006.
- [53] Ó. G. Grasa, E. Bernal, S. Casado, I. Gil, and J. M. M. Montiel, “Visual SLAM for Handheld Monocular Endoscope,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 33, no. 1, pp. 135–146, Jan. 2014.
- [54] T. Kawamata, H. Iseki, T. Shibasaki, and T. Hori, “Endoscopic Augmented Reality Navigation System for Endonasal Transsphenoidal Surgery to Treat Pituitary Tumors: Technical Note,” *LWW*, vol. 50, pp. 1393–1397, 2002.
- [55] D. Dey, D. G. Gobbi, P. J. Slomka, K. J. M. Surry, and T. M. Peters, “Automatic fusion of freehand endoscopic brain images to three-dimensional surfaces: creating stereoscopic panoramas,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 21, no. 1, pp. 23–30, Jan. 2002.
- [56] J. J. Rassweiler, M. Müller, M. Fangerau, J. Klein, A. S. Goetzen, P. Pereira, H.-P. Meinzer, and D. Teber, “iPad-Assisted Percutaneous Access to the Kidney Using Marker-Based Navigation: Initial Clinical Experience,” *Eur. Urol.*, vol. 61, no. 3, pp. 628–631, Mar. 2012.
- [57] T. Kilgus, E. Heim, S. Haase, S. Prüfer, M. Müller, A. Seitel, M. Fangerau, T. Wiebe, J. Iszatt, H.-P. Schlemmer, J. Hornegger, K. Yen, and L. Maier-Hein, “Mobile markerless augmented reality and its application in forensic medicine,” *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 10, no. 5, pp. 573–586, Aug. 2014.
- [58] M. Macedo, A. Apolinario, A. C. Souza, and G. A. Giraldo, “High-quality on-patient medical data visualization in a markerless augmented reality environment,” *SBC J. Interact. Syst.*, vol. 5, no. 3, pp. 41–52, 2014.
- [59] A. Schneider, C. Baumberger, M. Griessen, S. Pezold, J. Beinemann, P. Jürgens, and P. C. Cattin, “Landmark-Based Surgical Navigation,” *Clinical Image-Based Procedures. Translational Research in Medical Imaging*, M. Erdt, M. G. Linguraru, C. O. Laura, R. Shekhar, S. Wesarg, M. A. G. Ballester, and K. Drechsler, Eds. Springer International Publishing, pp. 57–64, 2013.
- [60] Y. Sun, H.-T. Luebbbers, J. O. Agbaje, S. Schepers, L. Vrielinck, I. Lambrichts, and C. Politis, “Validation of anatomical landmarks-based registration for image-guided surgery: An in-vitro study,” *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 41, no. 6, pp. 522–526, Sep. 2013.
- [61] N. Mahmoud, Ó. G. Grasa, S. A. Nicolau, C. Doignon, L. Soler, J. Marescaux, and J. M. M. Montiel, “On-patient see-through augmented reality based on visual SLAM,” *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, pp. 1–11, Jul. 2016.
- [62] W. D. Foley, “Liver: surgical planning,” *Eur. Radiol. Suppl.*, vol. 15, no. 4, pp. d89–d95, Nov. 2005.
- [63] A. T. Stadie, R. A. Kockro, R. Reisch, A. Tropine, S. Boor, P. Stoeter, and A. Perneczky, “Virtual reality system for planning minimally invasive neurosurgery,” *J. Neurosurg.*, vol. 108, no. 2, pp. 382–394, Feb. 2008.
- [64] S. M. B. I. Botden and J. J. Jakimowicz, “What is going on in augmented reality simulation in laparoscopic surgery?” *Surg. Endosc.*, vol. 23, no. 8, p. 1693, Sep. 2008.
- [65] D. Selle, B. Preim, A. Schenk, and H. O. Peitgen, “Analysis of vasculature for liver surgical planning,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 21, no. 11, pp. 1344–1357, Nov. 2002.
- [66] O. C. Zienkiewicz and Y. K. Cheung, “Finite Elements in the Solution of Field Problems,” *The Engineer*, pp. 507–510, Sep. 1965.
- [67] W. Visser, “A finite element method for the determination of non stationary temperature distribution and thermal deformation,” Air Force Flight Dynamics Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, Rapport AFFDL-TR-66-80, Nov. 1966.

- [68] K.-J. Bathe and E. L. Wilson, "Numerical methods in finite element analysis." Prentice-Hall, 1976.
- [69] O. C. Zienkiewicz, D. W. Kelly, and P. Bettess, "The coupling of the finite element method and boundary solution procedures," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 355–375, Jan. 1977.
- [70] O. Zienkiewicz and R. Taylor, "The finite element method." London: McGraw-Hill, 1977.
- [71] J. F. Imbert, "Analyse des structures par éléments finis," Cepadues. Broché, 1979.
- [72] K. S. Kunz and R. J. Luebbers, "The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics." CRC Press, 1993.
- [73] H.-C. Huang and A. S. Usmani, "Finite Element Method," *Finite Element Analysis for Heat Transfer*, Springer, London, pp. 21–47, 1994.
- [74] W. S. Hall, "Boundary Element Method," *The Boundary Element Method*, Springer Netherlands, pp. 61–83, 1994.
- [75] E. Majchrzak, "Application of combined BEM-FEM algorithm in numerical modelling of diffusion problems," *Comput. Mech.*, vol. 18, no. 1, pp. 55–61, 1996.
- [76] N. Moes, J. Dolbow, and T. Belytschko, "A finite element method for crack growth without remeshing," *Int J Numer Meth Engng*, vol. 46, pp. 131–150, 1999.
- [77] F. Zhen, Z. Chen, and J. Zhang, "Toward the development of a three-dimensional unconditionally stable finite-difference time-domain method," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 9, pp. 1550–1558, Sep. 2000.
- [78] N. Moës and T. Belytschko, "Extended finite element method for cohesive crack growth," *Eng. Fract. Mech.*, vol. 69, no. 7, pp. 813–833, May 2002.
- [79] S. G. Garcia, A. R. Bretones, B. G. Olmedo, and R. G. Martín, "Finite difference time domain methods." Publisher WIT Press, 2003.
- [80] S. C. Brenner and C. Carstensen, "Finite Element Methods," *Encyclopedia of Computational Mechanics*, John Wiley & Sons, Ltd, 2004.
- [81] L. M. Vigneron, J. G. Verly, and S. K. Warfield, "Modelling Surgical Cuts, Retractions, and Resections via Extended Finite Element Method," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004*, C. Barillot, D. R. Haynor, and P. Hellier, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 311–318, 2004.
- [82] R. Riebaucourt, M.-C. Baietto-Dubourg, and A. Gravouil, "A new fatigue frictional contact crack propagation model with the coupled X-FEM/LATIN method," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 196, no. 33–34, pp. 3230–3247, Jul. 2007.
- [83] K.-J. Bathe, "Finite Element Method," *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*, John Wiley & Sons, Inc., John Wiley & Sons, Inc., 2007.
- [84] C. Johnson, "Numerical Solution of Partial Differential Equations by the Finite Element Method." Courier Corporation, 2012.
- [85] G. Dhatt, E. Lefrançois, and G. Touzot, "Finite Element Method." John Wiley & Sons, 2012.
- [86] R. Barrett, M. W. Berry, T. F. Chan, J. Demmel, J. Donato, J. Dongarra, V. Eijkhout, R. Pozo, C. Romine, and H. van der Vorst, "Templates for the Solution of Linear Systems: Building Blocks for Iterative Methods." SIAM, 1994.
- [87] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation," *Comput. Graph. Forum*, vol. 15, no. 3, pp. 57–66, Aug. 1996.
- [88] M. Bro-Nielsen, "Medical Image Registration and Surgery Simulation," thèse, Informatics and Mathematical Modelling, Technical University of Denmark, Denmark,

- 1996.
- [89] M. Bro-Nielsen, "Finite element modeling in surgery simulation," *Proc. IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 490–503, Mar. 1998.
- [90] S. Cotin, M. Bro-Nielsen, N. Ayache, J. Clément, V. Tasseti, and J. Marescaux, "Geometric and physical representations for a simulator of hepatic surgery," *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 29, pp. 139–151, Dec. 1995.
- [91] I. Peterlík, C. Duriez, and S. Cotin, "Modeling and Real-Time Simulation of a Vascularized Liver Tissue," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2012*, N. Ayache, H. Delingette, P. Golland, and K. Mori, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 50–57, 2012.
- [92] P. Boisse, P. Bussy, and P. Ladeveze, "A new approach in non-linear mechanics: The large time increment method," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 29, no. 3, pp. 647–663, Mar. 1990.
- [93] P. Ladeveze, "Sur une famille d'algorithmes en Mécanique des Structures," *Comptes rendus de l'Académie des sciences, Série 2, Mécanique, physique*, GAUTHIER-VILLARS., vol. 300, pp. 41–50, 1985.
- [94] L. Champaney, "Une nouvelle approche modulaire pour l'analyse d'assemblages de structures tridimensionnelles," thèse, École normale supérieure de Cachan, 1996.
- [95] P. Ladeveze, "Nonlinear Computational Structural Mechanics: New Approaches and Non-Incremental Methods of Calculation." Springer Science & Business Media, 2012.
- [96] F. Chinesta, A. Ammar, and E. Cueto, "Proper generalized decomposition of multiscale models," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 83, no. 8–9, pp. 1114–1132, Aug. 2010.
- [97] A. Ammar, F. Chinesta, and E. Cueto, "Coupling finite elements and proper generalized decompositions," *Int. J. Multiscale Comput. Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 17–33, 2011.
- [98] F. Chinesta, A. Ammar, A. Leygue, and R. Keunings, "An overview of the proper generalized decomposition with applications in computational rheology," *J. Non-Newton. Fluid Mech.*, vol. 166, no. 11, pp. 578–592, Jun. 2011.
- [99] F. Chinesta, A. Ammar, F. Lemarchand, P. Beauchene, and F. Boust, "Alleviating mesh constraints: Model reduction, parallel time integration and high resolution homogenization," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 197, no. 5, pp. 400–413, Jan. 2008.
- [100] A. Ammar, F. Chinesta, E. Cueto, and M. Doblaré, "Proper generalized decomposition of time-multiscale models," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 90, no. 5, pp. 569–596, May 2012.
- [101] F. Chinesta, R. Keunings, and A. Leygue, "The Proper Generalized Decomposition for Advanced Numerical Simulations." Cham: Springer International Publishing, 2014.
- [102] P. Ladeveze, J.-C. Passieux, and D. Néron, "The LATIN multiscale computational method and the Proper Generalized Decomposition," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 199, no. 21–22, pp. 1287–1296, Apr. 2010.
- [103] F. Chinesta, P. Ladeveze, and E. Cueto, "A Short Review on Model Order Reduction Based on Proper Generalized Decomposition," *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 18, no. 4, p. 395, Oct. 2011.
- [104] S. Misra, K. T. Ramesh, and A. M. Okamura, "Modeling of Tool-Tissue Interactions for Computer-Based Surgical Simulation: A Literature Review," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 17, no. 5, pp. 463–491, Sep. 2008.
- [105] C. Basdogan, S. De, J. Kim, M. Muniyandi, H. Kim, and M. A. Srinivasan, "Haptics in minimally invasive surgical simulation and training," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 24,

- no. 2, pp. 56–64, Mar. 2004.
- [106] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, “A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation:,” *Vis. Comput.*, vol. 16, no. 8, pp. 437–452, Dec. 2000.
- [107] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, “Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, vol. 5, no. 1, pp. 62–73, Jan. 1999.
- [108] R. Plantefève, I. Peterlik, N. Haouchine, and S. Cotin, “Patient-Specific Biomechanical Modeling for Guidance During Minimally-Invasive Hepatic Surgery,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 1, pp. 139–153, Jan. 2016.
- [109] N. Ayache, S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clément, Y. Russier, and J. Marescaux, “Simulation of endoscopic surgery,” *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 7, no. 2, pp. 71–77, Jan. 1998.
- [110] A. Hostettler, S. A. Nicolau, C. Forest, L. Soler, and Y. Remond, “Real Time Simulation of Organ Motions Induced by Breathing: First Evaluation on Patient Data,” *Biomedical Simulation*, M. Harders and G. Székely, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 9–18, 2006.
- [111] A. Hostettler, S. A. Nicolau, L. Soler, and Y. Remond, “Toward and accurate real-time simulation of internal organ motions during free breathing from skin motion tracking and an a priori knowledge of the diaphragm motion,” *Comput.-Assist. Radiol. Surg.*, vol. 2, no. 1 SUPPL, pp. S100–S102, 2007.
- [112] A. Hostettler, D. George, Y. Rémond, S. A. Nicolau, L. Soler, and J. Marescaux, “Bulk modulus and volume variation measurement of the liver and the kidneys in vivo using abdominal kinetics during free breathing,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 100, no. 2, pp. 149–157, Nov. 2010.
- [113] C. Monserrat, U. Meier, M. Alcañiz, F. Chinesta, and M. C. Juan, “A new approach for the real-time simulation of tissue deformations in surgery simulation,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 64, no. 2, pp. 77–85, Feb. 2001.
- [114] P. Bloch and J. K. Udupa, “Application of computerized tomography to radiation therapy and surgical planning,” *Proc. IEEE*, vol. 71, no. 3, pp. 351–355, Mar. 1983.
- [115] L. J. Brewster, S. S. Trivedi, H. K. Tuy, and J. K. Udupa, “Interactive Surgical Planning,” *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 4, no. 3, pp. 31–40, Mar. 1984.
- [116] N. Wilson, K. Wang, R. W. Dutton, and C. Taylor, “A Software Framework for Creating Patient Specific Geometric Models from Medical Imaging Data for Simulation Based Medical Planning of Vascular Surgery,” *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*, W. J. Niessen and M. A. Viergever, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 449–456, 2001.
- [117] R. Moore, N. Davids, and R. Friedenber, “Study of a biological model of membrane function by finite element analysis,” *Biosystems*, vol. 3, no. 2, pp. 156–168, Nov. 1969.
- [118] L. Soler, G. Malandain, and H. Delingette, “Segmentation automatique application aux angioscanners 3D du foie,” INRIA, report, Sep. 1998.
- [119] L. Formaggia, J. F. Gerbeau, F. Nobile, and A. Quarteroni, “On the coupling of 3D and 1D Navier Stokes equations for flow problems in compliant vessels,” *Comput Methods Appl Mech Engrg*, vol. 191, no. 6–7, pp. 561–582, 2001.
- [120] H. K. Hahn, B. Preim, D. Selle, and H. O. Peitgen, “Visualization and interaction techniques for the exploration of vascular structures,” *Visualization, 2001. VIS '01. Proceedings*, pp. 395–578, 2001.
- [121] C. Grandmont, “Analyse mathématique et numérique de problèmes d’interaction fluide-structure. Application a la modélisation de l’appareil respiratoire.,” thèse,

- Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2009.
- [122] F. Sotiropoulos and I. Borazjani, "A review of state-of-the-art numerical methods for simulating flow through mechanical heart valves," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 3, pp. 245–256, Mar. 2009.
- [123] H. E. Robleh, "Modélisation numérique des écoulements pulmonaires," thèse, Université de Strasbourg, 2012.
- [124] R. Tarabay, "Modeling of blood flow in real vascular networks," thèse, Université de Strasbourg, 2016.
- [125] D. Voirin, Y. Payan, M. Amavizca, A. Leroy, C. Létoublon, and J. Troccaz, "Computer-Aided Hepatic Tumour Ablation," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*, pp. 1145–1146, 2001.
- [126] J. G. Snedeker, P. Niederer, F. R. Schmidlin, M. Farshad, C. K. Demetropoulos, J. B. Lee, and K. H. Yang, "Strain-rate dependent material properties of the porcine and human kidney capsule," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1011–1021, May 2005.
- [127] Y.-C. Fung, "*Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.*" New York, NY: Springer New York, 1993.
- [128] K. Miller, "Method of testing very soft biological tissues in compression," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 153–158, Jan. 2005.
- [129] A. E. Kerdok, M. P. Ottensmeyer, and R. D. Howe, "Effects of perfusion on the viscoelastic characteristics of liver," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 12, pp. 2221–2231, 2006.
- [130] A. Garo, M. Hrapko, J. A. W. van Dommelen, and G. W. M. Peters, "Towards a reliable characterisation of the mechanical behaviour of brain tissue: The effects of post-mortem time and sample preparation," *Biorheology*, vol. 44, no. 1, pp. 51–58, Jan. 2007.
- [131] J. D. Brown, J. Rosen, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, "In-Vivo and Postmortem Compressive Properties of Porcine Abdominal Organs," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2003*, R. E. Ellis and T. M. Peters, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 238–245, 2003.
- [132] C. Wex, A. Stoll, M. Fröhlich, S. Arndt, and H. Lippert, "How preservation time changes the linear viscoelastic properties of porcine liver," *Biorheology*, vol. 50, no. 3–4, pp. 115–131, Jan. 2013.
- [133] S. Umale, S. Chatelin, N. Bourdet, C. Deck, M. Diana, P. Dhumane, L. Soler, J. Marescaux, and R. Willinger, "Experimental in vitro mechanical characterization of porcine Glisson's capsule and hepatic veins," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 9, pp. 1678–1683, Jun. 2011.
- [134] J. Kim and M. A. Srinivasan, "Characterization of Viscoelastic Soft Tissue Properties from In Vivo Animal Experiments and Inverse FE Parameter Estimation," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005*, vol. 3750, J. S. Duncan and G. Gerig, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, pp. 599–606, 2005.
- [135] E. Samur, M. Sedef, C. Basdogan, L. Avtan, and O. Duzgun, "A robotic indenter for minimally invasive characterization of soft tissues," *Int. Congr. Ser.*, vol. 1281, pp. 713–718, May 2005.
- [136] A. Nava, E. Mazza, O. Haefner, and M. Bajka, "Experimental Observation and Modelling of Preconditioning in Soft Biological Tissues," *Medical Simulation*, vol. 3078, S. Cotin and D. Metaxas, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, pp. 1–8, 2004.
- [137] A. Nava, E. Mazza, M. Furrer, P. Villiger, and W. H. Reinhart, "In vivo mechanical characterization of human liver," *Med. Image Anal.*, vol. 12, no. 2, pp. 203–216, Apr. 2008.
- [138] Y. Yamashita and M. Kubota, "Tissue characterization from ultrasonic imaging of

- movement and deformation," *Ultrasonics Symposium, 1990. Proceedings., IEEE*, pp. 1371–1375 vol.3, 1990.
- [139] Y. Yamashita and M. Kubota, "Ultrasonic characterization of tissue hardness in the in vivo human liver", *IEEE Ultrasonics Symposium, 1994. Proceedings*, vol. 3, pp. 1449–1453, 1994.
- [140] K. Kubota, M. Makuuchi, K. Kusaka, T. Kobayashi, K. Miki, K. Hasegawa, Y. Harihara, and T. Takayama, "Measurement of liver volume and hepatic functional reserve as a guide to decision-making in resectional surgery for hepatic tumors.," *Hepatology*, vol. 26, no. 5, pp. 1176–1181, Nov. 1997.
- [141] P. Jordan, S. Socrate, T. E. Zickler, and R. D. Howe, "Constitutive modeling of porcine liver in indentation using 3D ultrasound imaging," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 2, no. 2, pp. 192–201, Apr. 2009.
- [142] S. Chatelin, J. Oudry, N. Périchon, L. Sandrin, P. Allemann, L. Soler, and R. Willinger, "In vivo liver tissue mechanical properties by transient elastography: Comparison with dynamic mechanical analysis," *Biorheology*, vol. 48, no. 2, pp. 75–88, 2011.
- [143] L. Cheng and B. Hannaford, "Finite Element Analysis for evaluating liver tissue damage due to mechanical compression," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 6, pp. 948–955, Apr. 2015.
- [144] L. Huwart, F. Peeters, R. Sinkus, L. Annet, N. Salameh, L. C. ter Beek, Y. Horsmans, and B. E. Van Beers, "Liver fibrosis: non-invasive assessment with MR elastography," *NMR Biomed.*, vol. 19, no. 2, pp. 173–179, Apr. 2006.
- [145] W.-C. Yeh, P.-C. Li, Y.-M. Jeng, H.-C. Hsu, P.-L. Kuo, M.-L. Li, P.-M. Yang, and P. H. Lee, "Elastic modulus measurements of human liver and correlation with pathology," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28, no. 4, pp. 467–474, Apr. 2002.
- [146] M. P. Ottensmeyer, "TeMPeST I-D: An instrument for measuring solid organ soft tissue properties," *Exp. Tech.*, vol. 26, no. 3, pp. 48–50, May 2002.
- [147] F. J. Carter, T. G. Frank, P. J. Davies, D. McLean, and A. Cuschieri, "Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs," *Med. Image Anal.*, vol. 5, no. 4, pp. 231–236, Dec. 2001.
- [148] A. E. Kerdok, S. M. Cotin, M. P. Ottensmeyer, A. M. Galea, R. D. Howe, and S. L. Dawson, "Truth cube: Establishing physical standards for soft tissue simulation," *Med. Image Anal.*, vol. 7, no. 3, pp. 283–291, Sep. 2003.
- [149] Z. I. Kalcioğlu, "Mechanical behavior of tissue simulants and soft tissues under extreme loading conditions," thèse, Massachusetts Institute of Technology, 2013.
- [150] D. C. Chui, E. Kobayashi, X. Chen, T. Hisada, and I. Sakuma, "Combined compression and elongation experiments and non-linear modelling of liver tissue for surgical simulation," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, no. 6, pp. 787–798, Nov. 2004.
- [151] B. Ahn and J. Kim, "Measurement and characterization of soft tissue behavior with surface deformation and force response under large deformations," *Med. Image Anal.*, vol. 14, no. 2, pp. 138–148, Apr. 2010.
- [152] T. Hu and J. P. Desai, "Characterization of Soft-Tissue Material Properties: Large Deformation Analysis," *Medical Simulation*, S. Cotin and D. Metaxas, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 28–37, 2004.
- [153] G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache, "Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation," *Graph. Models*, vol. 65, no. 5, pp. 305–321, Sep. 2003.
- [154] C. Chui, E. Kobayashi, X. Chen, T. Hisada, and I. Sakuma, "Transversely isotropic properties of porcine liver tissue: experiments and constitutive modelling," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 45, no. 1, pp. 99–106, Jan. 2007.

- [155] F. Pervin, W. W. Chen, and T. Weerasooriya, "Dynamic compressive response of bovine liver tissues," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 4, no. 1, pp. 76–84, Jan. 2011.
- [156] K. Lister, Z. Gao, and J. P. Desai, "Development of In Vivo Constitutive Models for Liver: Application to Surgical Simulation," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 3, pp. 1060–1073, Dec. 2010.
- [157] K. Miller, "Constitutive modelling of abdominal organs," *J. Biomech.*, vol. 33, no. 3, pp. 367–373, Mar. 2000.
- [158] J. W. Melvin, R. L. Stalnaker, V. L. Roberts, and M. L. Trollope, "Impact Injury Mechanisms in Abdominal Organs," SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 730968, Feb. 1973.
- [159] H. Liu, D. P. Noonan, Y. H. Zweiri, K. A. Althoefer, and L. D. Seneviratne, "The development of nonlinear viscoelastic model for the application of soft tissue identification," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 208–213, 2007.
- [160] Z. Liu and L. E. Bilston, "Large deformation shear properties of liver tissue," *Biorheology*, vol. 39, no. 6, pp. 735–742, 2002.
- [161] E. Roan and K. Vemaganti, "The nonlinear material properties of liver tissue determined from no-slip uniaxial compression experiments," *J. Biomech. Eng.*, vol. 129, no. 3, pp. 450–456, 2007.
- [162] J.-M. Schwartz, M. Denninger, D. Rancourt, C. Moisan, and D. Laurendeau, "Modelling liver tissue properties using a non-linear visco-elastic model for surgery simulation," *Med. Image Anal.*, vol. 9, no. 2, pp. 103–112, Apr. 2005.
- [163] F. Dogan and M. S. Celebi, "Quasi-non-linear deformation modeling of a human liver based on artificial and experimental data," *Int. J. Med. Robot.*, vol. 12, no. 3, pp. 410–420, Sep. 2016.
- [164] F. Dogan and M. S. Celebi, "Quasi-non-linear deformation modeling of a human liver based on artificial and experimental data: Quasi-non-linear deformation modeling," *Int. J. Med. Robot.*, vol. 12, no. 3, pp. 410–420, Sep. 2016.
- [165] P. Jordan, A. E. Kerdok, R. D. Howe, and S. Socrate, "Identifying a Minimal Rheological Configuration: A Tool for Effective and Efficient Constitutive Modeling of Soft Tissues," *J. Biomech. Eng.*, vol. 133, no. 4, pp. 041006–041006, Mar. 2011.
- [166] S. Marchesseau, T. Heimann, S. Chatelin, R. Willinger, and H. Delingette, "Fast porous visco-hyperelastic soft tissue model for surgery simulation: Application to liver surgery," *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 103, no. 2–3, pp. 185–196, Dec. 2010.
- [167] A. E. Kerdok, "Characterizing the nonlinear mechanical response of liver to surgical manipulation," thèse, Harvard University Cambridge, MA, 2006.
- [168] K. H. Höhne, B. Pflesser, A. Pommert, M. Riemer, R. Schubert, T. Schiemann, U. Tiede, and U. Schumacher, "A Realistic Model of the Inner Organs from the Visible Human Data," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000*, S. L. Delp, A. M. DiGoia, and B. Jaramaz, Eds. Springer Berlin Heidelberg, pp. 776–785, 2000.
- [169] F. Moriyasu, N. Ban, O. Nishida, T. Nakamura, T. Miyake, H. Uchino, Y. Kanematsu, and S. Koizumi, "Clinical application of an ultrasonic duplex system in the quantitative measurement of portal blood flow," *J. Clin. Ultrasound*, vol. 14, no. 8, pp. 579–588, Oct. 1986.
- [170] G. Vanbiervliet, G. Pomier-Layrargues, and P.-M. Huet, "Diagnostic invasif de l'hypertension portale au cours des hépatopathies chroniques," *Gastroentérologie Clin. Biol.*, vol. 29, no. 10, pp. 988–996, Oct. 2005.

- [171] N. Dib, A. Sawadogo, F. Oberti, and P. Calès, "Hypertension portale : physiopathologie, diagnostic et étiologies," *EMC - Hépatologie - 7-034--10*, Nov. 2011.
- [172] J. Myers and W. Taylor, "An estimation of portal venous pressure by occlusive catheterization of a hepatic venule.," *Journal of Clinical Investigation vol.30*, pp. 662–663, 1951.
- [173] R. J. Groszmann and S. Wongcharatrawee, "The hepatic venous pressure gradient: Anything worth doing should be done right," *Hepatology*, vol. 39, no. 2, pp. 280–283, Feb. 2004.
- [174] U. Thalheimer, G. Leandro, D. N. Samonakis, C. K. Triantos, D. Patch, and A. K. Burroughs, "Assessment of the agreement between wedge hepatic vein pressure and portal vein pressure in cirrhotic patients," *Dig. Liver Dis.*, vol. 37, no. 8, pp. 601–608, Aug. 2005.
- [175] D. Lebrech, "Le gradient de pression hépatique: quel intérêt?" *Hépatogastro Oncol. Dig.*, vol. 15, no. 2, pp. 85–87, 2008.
- [176] C. Debbaut, D. Monbaliu, C. Casteleyn, P. Cornillie, D. V. Loo, B. Masschaele, J. Pirenne, P. Simoens, L. V. Hoorebeke, and P. Segers, "From Vascular Corrosion Cast to Electrical Analog Model for the Study of Human Liver Hemodynamics and Perfusion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 1, pp. 25–35, Jan. 2011.
- [177] F. L. Matthews and J. B. West, "Finite element displacement analysis of a lung," *J. Biomech.*, vol. 5, no. 6, pp. 591–600, Nov. 1972.
- [178] P. Ladeveze and D. Leguillon, "Error Estimate Procedure in the Finite Element Method and Applications," *SIAM J. Numer. Anal.*, vol. 20, no. 3, pp. 485–509, Jun. 1983.
- [179] P. Ladeveze, J.-P. Pelle, and Ph. Rougeot, "Error estimation and mesh optimization for classical finite elements," *Eng. Comput.*, vol. 8, no. 1, pp. 69–80, Jan. 1991.
- [180] O. C. Zienkiewicz and J. Z. Zhu, "A simple error estimator and adaptive procedure for practical engineering analysis," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 24, no. 2, pp. 337–357, 1987.
- [181] I. Babuška, F. Ihlenburg, T. Strouboulis, and S. K. Gangaraj, "A posteriori error estimation for finite element solutions of Helmholtz' equation. part I: the quality of local indicators and estimators," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 40, no. 18, pp. 3443–3462, Sep. 1997.
- [182] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation," *Comput. Graph. Forum*, vol. 15, no. 3, pp. 57–66, Aug. 1996.
- [183] G. Malandain, G. Bertrand, and N. Ayache, "Topological segmentation of discrete surfaces," *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 10, no. 2, pp. 183–197, 1993.
- [184] D. Boltcheva, D. Bechmann, and S. Thery, "Discrete Delaunay: Boundary extraction from voxel objects," *Sixth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling, 2007. 3DIM '07*, pp. 209–216, 2007.
- [185] T. McInerney and D. Terzopoulos, "Deformable models in medical image analysis: a survey," *Med. Image Anal.*, vol. 1, no. 2, pp. 91–108, Jun. 1996.
- [186] J. R. Cebral and R. Löhner, "From medical images to anatomically accurate finite element grids," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 51, no. 8, pp. 985–1008, Jul. 2001.
- [187] H. Delingette, "Simplex meshes: a general representation for 3D shape reconstruction," *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 1994. Proceedings CVPR '94*, pp. 856–859, 1994.
- [188] D. Selle, B. Preim, A. Schenk, and H.-O. Peitgen, "Analysis of vasculature for liver surgical planning," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 21, no. 11, pp. 1344–1357, Nov. 2002.
- [189] Y. Chi, J. Liu, S. K. Venkatesh, S. Huang, J. Zhou, Q. Tian, and W. L. Nowinski,

- “Segmentation of Liver Vasculature From Contrast Enhanced CT Images Using Context-Based Voting,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 8, pp. 2144–2153, Aug. 2011.
- [190] J.-H. Cheng and N. Kikuchi, “A mesh re-zoning technique for finite element simulations of metal forming processes,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 23, no. 2, pp. 219–228, Feb. 1986.
- [191] E. Bänsch, “Local mesh refinement in 2 and 3 dimensions,” *IMPACT Comput. Sci. Eng.*, vol. 3, no. 3, pp. 181–191, Sep. 1991.
- [192] M. J. Berger and P. Colella, “Local adaptive mesh refinement for shock hydrodynamics,” *J. Comput. Phys.*, vol. 82, no. 1, pp. 64–84, May 1989.
- [193] S. Adjerid and J. E. Flaherty, “A moving-mesh finite element method with local refinement for parabolic partial differential equations,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 55, no. 1, pp. 3–26, Apr. 1986.
- [194] I. Kossaczký, “A recursive approach to local mesh refinement in two and three dimensions,” *J. Comput. Appl. Math.*, vol. 55, no. 3, pp. 275–288, Nov. 1994.
- [195] X. Qian, H. Yuan, M. Zhou, and B. Zhang, “A general 3D contact smoothing method based on radial point interpolation,” *J. Comput. Appl. Math.*, vol. 257, pp. 1–13, Feb. 2014.
- [196] A. K. Noor and I. Babuška, “Quality assessment and control of finite element solutions,” *Finite Elem. Anal. Des.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–26, Apr. 1987.
- [197] M. S. Shephard and M. K. Georges, “Automatic three-dimensional mesh generation by the finite octree technique,” *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 32, no. 4, pp. 709–749, Sep. 1991.
- [198] M. Berzins, “Mesh Quality: A Function of Geometry, Error Estimates or Both?” *Eng. Comput.*, vol. 15, no. 3, pp. 236–247, Sep. 1999.
- [199] F.-J. Barthold, M. Schmidt, and E. Stein, “Error indicators and mesh refinements for finite-element-computations of elastoplastic deformations,” *Comput. Mech.*, vol. 22, no. 3, pp. 225–238, Sep. 1998.
- [200] M. Berzins, “A Solution-Based Triangular and Tetrahedral Mesh Quality Indicator,” *SIAM J. Sci. Comput.*, vol. 19, no. 6, pp. 2051–2060, Nov. 1998.
- [201] A. Parret-Fréaud, “Estimation d’erreur de discrétisation dans les calculs par décomposition de domaine,” thèse, ENS Cachan, 2011.
- [202] J. R. Hiatt, J. Gabbay, and R. W. Busuttil, “Surgical anatomy of the hepatic arteries in 1000 cases,” *Ann. Surg.*, vol. 220, no. 1, pp. 50–52, Jul. 1994.
- [203] “3D-IRCADB 01,” *IRCAD France*. [Online]. Available: <http://www.ircad.fr/research/3d-ircadb-01/>.
- [204] H. Elias and J. C. Sherrick, “*Morphology of the liver*,” New York, Academic Press, 1969.
- [205] C. Rouiller, “*The Liver: Morphology, Biochemistry, Physiology*,” Academic Press, 2013.
- [206] S. Marchesseau, S. Chatelin, and H. Delingette, “Chapter 11 - Nonlinear Biomechanical Model of the Liver,” *Biomechanics of Living Organs*, Y. Payan and J. Ohayon, Eds. Oxford: Academic Press, pp. 243–265, 2017.
- [207] L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Malassagne, M. Smith, D. Mutter, and J. Marescaux, “Fully Automatic Anatomical, Pathological, and Functional Segmentation from CT Scans for Hepatic Surgery,” *Comput. Aided Surg.*, vol. 6, no. 3, pp. 131–142, Jan. 2001.
- [208] H. A. Hamedani, M. Baniassadi, M. Khaleel, X. Sun, S. Ahzi, D. Ruch, and H. Garmestani, “Microstructure, property and processing relation in gradient porous cathode of solid oxide fuel cells using statistical continuum mechanics,” *J. Power Sources*, vol. 196, no. 15, pp. 6325–6331, Aug. 2011.

- [209] A. Ghazavizadeh, N. Soltani, M. Baniassadi, F. Addiego, S. Ahzi, and H. Garmestani, "Composition of two-point correlation functions of subcomposites in heterogeneous materials," *Mech. Mater.*, vol. 51, pp. 88–96, Aug. 2012.
- [210] M. Baniassadi, B. Mortazavi, H. A. Hamedani, H. Garmestani, S. Ahzi, M. Fathi-Torbaghan, D. Ruch, and M. Khaleel, "Three-dimensional reconstruction and homogenization of heterogeneous materials using statistical correlation functions and FEM," *Comput. Mater. Sci.*, vol. 51, no. 1, pp. 372–379, Jan. 2012.
- [211] A. Sheidaei, M. Baniassadi, M. Banu, P. Askeland, M. Pahlavanpour, N. Kuuttila, F. Pourboghrat, L. T. Drzal, and H. Garmestani, "3-D microstructure reconstruction of polymer nano-composite using FIB–SEM and statistical correlation function," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 80, pp. 47–54, May 2013.
- [212] Y. Remond, S. Ahzi, M. Baniassadi, and H. Garmestani, "Applied RVE Reconstruction and Homogenization of Heterogeneous Materials," Wiley-ISTE, 2016. 2016.
- [213] M. Hori and S. Nemat-Nasser, "Double-inclusion model and overall moduli of multi-phase composites," *Mech. Mater.*, vol. 14, no. 3, pp. 189–206, Jan. 1993.
- [214] S. Nemat-Nasser and M. Hori, "Micromechanics: Overall Properties of Heterogeneous Materials, 2nd Edition," North Holland. 1998.
- [215] E. Sanchez-Palencia, "Non-Homogeneous Media and Vibration Theory." Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1980.
- [216] R. Abdel Rahman, D. George, D. Baumgartner, M. Nierenberger, Y. Rémond, and S. Ahzi, "An asymptotic method for the prediction of the anisotropic effective elastic properties of the cortical vein: superior sagittal sinus junction embedded within a homogenized cell element," *J. Mech. Mater. Struct.*, vol. 7, no. 6, pp. 593–611, Nov. 2012.
- [217] M. Nierenberger, D. George, D. Baumgartner, Y. Rémond, S. Ahzi, R. Wolfram, J.-L. Kahn, and R. Abdel Rahman, "Towards Building a Multiscale Mechanical Model for the Prediction of Acute Subdural Hematomas," *ASME Proceedings | Multiscale Mechanics of Biological Tissues No. ESDA2012-82457*, pp. 261–266, 02-Jul-2012.
- [218] F. dell'Isola, G. Sciarra, and S. Vidoli, "Generalized Hooke's law for isotropic second gradient materials," *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 465(2107), 01-Jan-2009.
- [219] A. Madeo, F. dell'Isola, and F. Darve, "A continuum model for deformable, second gradient porous media partially saturated with compressible fluids," *J. Mech. Phys. Solids*, vol. 61, no. 11, pp. 2196–2211, Nov. 2013.
- [220] N. Auffray, F. Dell'Isola, V. Eremeyev, A. Madeo, L. Placidi, and G. Rosi, "Least action principle for second gradient continua and capillary fluids: a Lagrangian approach following Piola's point of view," *The complete works of Gabrio Piola: Volume I*, Springer, pp. 375–417 ch.4, 2014.
- [221] N. Auffray, F. dell'Isola, V. A. Eremeyev, A. Madeo, and G. Rosi, "Analytical continuum mechanics à la Hamilton–Piola least action principle for second gradient continua and capillary fluids," *Math. Mech. Solids*, vol. 20, no. 4, pp. 375–417, Apr. 2015.
- [222] C. Basdogan, "Dynamic Material Properties of Human and Animal Livers," *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, Y. Payan, Ed. Springer Berlin Heidelberg, pp. 229–241, 2012.
- [223] Z. Gao, K. Lister, and J. P. Desai, "Constitutive Modeling of Liver Tissue: Experiment and Theory," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 2, pp. 505–516, Oct. 2009.
- [224] S. H. Kim, B. W. Lee, Y. Choi, and D. Kwon, "Quantitative determination of contact depth during spherical indentation of metallic materials—A FEM study," *Mater. Sci. Eng. A*, vol.

- 415, no. 1, pp. 59–65, Jan. 2006.
- [225] A. K. Bhattacharya and W. D. Nix, “Finite element simulation of indentation experiments,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 24, no. 9, pp. 881–891, Jan. 1988.
- [226] K.-D. Bouzakis and N. Michailidis, “Indenter surface area and hardness determination by means of a FEM-supported simulation of nanoindentation,” *Thin Solid Films*, vol. 494, no. 1, pp. 155–160, Jan. 2006.
- [227] C. S. Peskin, “Flow patterns around heart valves: A numerical method,” *J. Comput. Phys.*, vol. 10, no. 2, pp. 252–271, Oct. 1972.
- [228] C. S. Peskin, “Numerical analysis of blood flow in the heart,” *J. Comput. Phys.*, vol. 25, no. 3, pp. 220–252, Nov. 1977.
- [229] L. P. Dasi, L. Ge, H. A. Simon, F. Sotiropoulos, and A. P. Yoganathan, “Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta,” *Phys. Fluids*, vol. 19, no. 6, p. 067105, Jun. 2007.
- [230] I. Borazjani, L. Ge, and F. Sotiropoulos, “Curvilinear immersed boundary method for simulating fluid structure interaction with complex 3D rigid bodies,” *J. Comput. Phys.*, vol. 227, no. 16, pp. 7587–7620, Aug. 2008.
- [231] A.-V. Salsac, “Evolution des contraintes hemodynamiques lors de la croissance des anevrismes aortiques abdominaux,” thèse, University of California, San Diego, 2005.
- [232] J. Bettoni, G. Pagé, A.-V. Salsac, J.-M. Constans, S. Testelin, B. Devauchelle, O. Balédent, and S. Dakpé, “Quantitative assessment of the flow distribution in the branches of the external carotid by non-injected flow MRI,” *Dentomaxillofacial Radiol.*, no. Jul 13:20180153, Jul. 2018.
- [233] A. Van der Plaats, N. Hart, G. Verkerke, H. Leuvenink, P. Verdonck, R. Ploeg, and G. Rakhorst, “Numerical simulation of the hepatic circulation.,” *Int. J. Artif. Organs*, vol. 27, no. 3, pp. 222–230, Mar. 2004.
- [234] A. Bonfiglio, K. Leungchavaphongse, R. Repetto, and J. H. Siggers, “Mathematical Modeling of the Circulation in the Liver Lobule,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 132, no. 11, pp. 111011-111011–10, Oct. 2010.
- [235] J. Vappou, I. Zervantonakis, J. Luo, and E. E. Konofagou, “Finite element modeling of the pulse wave propagation in the aorta for simulation of the pulse wave imaging (PWI) method,” *Computational Biomechanics for Medicine (MICCAI 2008 Workshop)*, New York, NY, pp. 118–127, 2008.
- [236] M. Lafortune, A. Denys, A. Sauvanet, and S. Schmidt, “Anatomie du foie : ce qu’il faut savoir,” *J. Radiol.*, vol. 88, no. 7, Part 2, pp. 1020–1035, Jul. 2007.
- [237] L. Wexler, D. H. Bergel, I. T. Gabe, G. S. Makin, and C. J. Mills, “Velocity of Blood Flow in Normal Human Venae Cavae,” *Circ. Res.*, vol. 23, no. 3, pp. 349–359, Sep. 1968.
- [238] S. E. Bradley, F. J. Ingelfinger, G. P. Bradley, and J. J. Curry, “The Estimation Of Hepatic Blood Flow In Man,” *J. Clin. Invest.*, vol. 24, no. 6, pp. 890–897, Nov. 1945.
- [239] “Abaqus.” [Online]. Available: <http://www.3ds.com/products-services/simulia/>.
- [240] E. Ghiringhelli, “Viscoélasticité du sang et du caillot,” thèse, Université de Grenoble, 2014.
- [241] P. Ladeveze, “*Nonlinear Computational Structural Mechanics: New Approaches and Non-incremental methods of calculation.*” Springer Science & Business Media, 2012.
- [242] D. Borzacchiello, J. V. Aguado, and F. Chinesta, “Non-intrusive Sparse Subspace Learning for Parametrized Problems,” *Arch. Comput. Methods Eng.*, pp. 1–24, Jul. 2017.
- [243] C. Couinaud, “Liver Anatomy: Portal (and Suprahepatic) or Biliary Segmentation,” *Dig. Surg.*, vol. 16, no. 6, pp. 459–467, 1999.

- [244] M. A. Clifford, F. Banovac, E. Levy, and K. Cleary, "Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions," *Comput. Aided Surg.*, vol. 7, no. 5, pp. 291–299, Jan. 2002.
- [245] Z. Hashin, "Analysis of Composite Materials—A Survey," *J. Appl. Mech.*, vol. 50, no. 3, pp. 481–505, Sep. 1983.
- [246] R. M. Christensen, "A critical evaluation for a class of micro-mechanics models," *J. Mech. Phys. Solids*, vol. 38, no. 3, pp. 379–404, Jan. 1990.
- [247] A. Paccini, "Développement d'un modèle éléments finis 3D appliqué à la simulation d'opérations chirurgicales des tissus mous," thèse, École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2005.
- [248] M. A. Lubinski, S. Y. Emelianov, and M. O'Donnell, "Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 46, no. 1, pp. 82–96, 1999.
- [249] G. S. P. Miller, "The Motion Dynamics of Snakes and Worms," *Proceedings of the 15th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, New York, NY, USA, pp. 169–173, 1988.
- [250] A. C. M. Dumay and G. J. Jense, "Endoscopic surgery simulation in a virtual environment," *Comput. Biol. Med.*, vol. 25, no. 2, pp. 139–148, Mar. 1995.
- [251] A. Liu, F. Tendick, K. Cleary, and C. Kaufmann, "A Survey of Surgical Simulation: Applications, Technology, and Education," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 12, no. 6, pp. 599–614, Dec. 2003.
- [252] W. Mollemans, F. Schutyser, N. Nadjmi, and P. Suetens, "Very fast soft tissue predictions with mass tensor model for maxillofacial surgery planning systems," *Int. Congr. Ser.*, vol. 1281, no. Supplement C, pp. 491–496, May 2005.
- [253] S. Sulaiman, A. Bade, and S. H. Tanalol, "Surgical simulation using Mass-Spring model variant," presented at the 9th Annual Seminar On Science And Technology School Of Science and Technology, University of Malaysia Sabah, 2011.
- [254] A. Hostettler, "Modélisation et simulation patient-dépendante, préopératoire, prédictive, et temps-réel du mouvement des organes de l'abdomen induit par la respiration libre," thèse, University of Strasbourg, 2008.
- [255] A. Hostettler, S. A. Nicolau, L. Soler, Y. Remond, and J. Marescaux, "A Real-Time Predictive Simulation of Abdominal Organ Positions Induced by Free Breathing," *Biomedical Simulation*, pp. 89–97, 2008.
- [256] S. Wold, K. Esbensen, and P. Geladi, "Principal component analysis," *Chemom. Intell. Lab. Syst.*, vol. 2, no. 1, pp. 37–52, Aug. 1987.
- [257] N. Moshtagh, "Minimum volume enclosing ellipsoid," *Convex Optim.*, pp. 111–112, 2005.

Partenaires du projet

- Laboratoire ICUBE, Département de Mécanique, UNISTRA, CNRS :
2 rue Boussingault, 67000 STRASBOURG

Pr. Yves REMOND	Directeur de thèse
Dr. Daniel GEORGE	Co-directeur de thèse
Dr. Majid BANIASSADI	Collaboration homogénéisation mécanique (Université Téhéran)
Pr. Yannick HORAU	Expertises et conseils en mécanique des fluides
Sanjana SWASAN	Stagiaire, travaux de maillage

- IRCAD, Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif
1, place de l'Hôpital - 67091 Strasbourg

Pr. Luc SOLER	Conseils sur l'orientation du projet
Dr. Alexandre HOSTETLER	Conseils et réflexions sur le travail
Equipe R&D	Production de données

- Ecole Centrale Nantes, laboratoire Institut de Calcul Intensif, PIMM ENSAM Paris
Ecole Centrale de Nantes, 1 rue de la Noé, 44321 Nantes

Pr. Francisco CHINESTA	Orientations en réduction numérique
Dr. Domenico BORZACCHIELO	Conseils et réflexions sur la réduction numérique
Nathan LAUZERAL	Traitements SSL et de réduction de dimension

- Laboratoire ICUBE, Département Imagerie, Robotique, Télédétection & Santé, UNISTRA, CNRS
1, place de l'Hôpital - 67091 Strasbourg

Dr. Jonathan VAPPOU	Conseils sur l'extraction de grandeurs mécaniques
Dr. Simon CHATELIN	Extraction de données physiologiques
Ajethan ARULRAJAH	Réalisation de la manipulation de référence

Valorisation du Travail

Articles publiés

- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Rémond, "Numerical simulation and identification of macroscopic vascularised liver behaviour: Case of indentation tests," *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 28, no. s1, pp. S107–S111, Jan. 2017
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, Y. Remond, D. George, "A new algorithm for volume mesh refinement on merging geometries: application to liver and vascularization," *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 330, pp. 429-440, 2018
- N. Lauzeral, F. Chinesta, M. Kugler, D. George, Y. Remond, A. Hostettler, D Borzacchiello, "Shape parametrization of bio-mechanical finite element models based on medical images", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, pp. 1-10, Mar 2018
- D. George, M. Baniassadi, Y. Hoarau, M. Kugler, Y. Rémond "Influence of the liver vascular distribution on its overall mechanical behaviour: a first approach to multiscale fluid-structure homogenization", *Journal of Cellular Immunotherapy*, in press

Articles en cours de préparation

- M. Kugler, N. Lauzeral, D. Borzacchiello, F. Chinesta, A. Hostettler, L. Soler, D. George, Y. Rémond, "A new approach to numerical real-time deformations for medical simulations: application to the liver under free breathing" accepté dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*
- M. Kugler, D. George, Y. Remond, « Une revue des verrous et objectifs portant sur la modélisation numérique de la chirurgie mini-invasive du foie en réalité augmentée et en temps réel »
- M. Kugler, Y. Hoarau, A. Hostettler, L. Soler, Y. Remond, D. George "Blood flow in the vascularisation impact in liver model"
- M. Kugler, A. Arulrajah, S. Chatelin, J. Vappou, M. Baniassadi, A. Hostettler, L. Soler, D. George, Y. Remond, "Homogenised numerical model of the liver and its vascularisation for surgical means."

Conférences internationales

- M. Kugler, D. George, Y. Remond, "Real-Time Multiscale Modeling of Vascularized Liver for Augmented Reality Surgery", GDRI CNRS France-Chine, Nancy, 10-12 juil-2016
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Remond, "Real-Time Augmented Reality for mini-invasive Liver Surgery: a realistic 3D real time

follow up for the surgeons”, 1er Forum Franco-Quebecois de l’innovation dans le Domaine de la Santé, Montréal, 21-oct-2016

1er prix de poster

- D. George, M. Baniassadi, Y. Hoarau, M. Kugler, Y. Remond, *“Influence of the liver vascular distribution on its mechanical behaviour: a multiscale fluid-structure homogenization”*, GDRI CNRS France-Chine, Shangrao, 16-oct-2017
- M. Kugler, Y. Hoarau, L. Soler, Y. Remond, D. George, *“Blood flow numerical simulation in a realistic liver model: effect of blood pressure on the liver rigidity”*, 7th International Conference on Computational Bioengineering, Compiègne, 7-sep-2017
- N. Lauzeral, D. Borzacchiello, F. Chinesta, M. Kugler, D. George, Y. Rémond, A. Hostettler, E. Cueto, *“Data-based parametric modelling of human liver anatomy for patient-specific real-time deformable models in computational surgery”*, International Conference on Computational Bioengineering, Compiègne, 7-sep-2017
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, A. Lauzeral, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Remond, *“Real-time Numerical Computation Of Liver Mechanical Deformation For 3D Augmented Reality Surgery Assistance”*, Surgetica, Strasbourg, 22-nov-2017
- A. Arulrajah, M. Kugler, L. Meylheuc, D. George, L. Barbé, J. Vappou, S. Chatelin *“Soft tissue characterization at large deformation using ultrasonic imaging and finite element modeling”*, Surgetica, Strasbourg, 22-nov-2017
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, A. Lauzeral, D. Borzacchiello, F. Chinesta, Y. Remond, D. George, *“Construction of a real time follow up for medical applications through learning and dimension reduction methods in 3D augmented reality”*, EAES Annual Congress, Amazing Technologies Session, 31-may 1-jun-2018, London
- M. Kugler, N. Lauzeral, D. Borzacchiello, M. Baniassadi, Y. Hoarau, F. Chinesta, A. Hostettler, L. Soler, Y. Rémond, D. George, *“Homogenization and model reduction of a numerical liver model for real-time application: validation on free-breathing”*, World Congress of Biomechanics, Dublin, juin-2018

Conférences nationales

- M. Kugler, D. George, S. Nicolau, A. Hostettler, L. Soler, F. Chinesta, Y. Remond, *« Modèle de la cinématique déformable réelle du foie et de ses vascularisations en vue d’une simulation en temps réel lors d’une chirurgie mini-invasive », colloque Aviesan, ITMO, Montpellier, 15-dec-2015*
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Remond, *“Vascularized Liver Multiscale Modeling for Real-Time Augmented Reality Surgery”*, Medtech, Strasbourg, 15-nov-2016
- D. George, M. Baniassadi, Y. Hoarau, M. Kugler, Y. Rémond, *“Multiscale fluid-structure homogenization for the characterization of vascular distribution on liver mechanical behaviour”*, Colloque Aviesan, ITMO, Lyon, 21-nov-2017

Interventions dans des conférences locales

- M. Kugler, D. George, Y. Remond, “*Mechanical influence of the vascularisation in a liver numerical model for augmented reality and surgical planning*”, FMTS, Strasbourg, 29-avr-2016
- M. Kugler, F. Chinesta, A. Hostettler, L. Soler, Y. Remond, D. George, “*Vascularisation mechanical impact in a liver numerical model*”, FMTS, Strasbourg, 14-déc-2016

Autres communications sur les travaux de thèse

- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Remond, “*Modelling of internal and external deformation of the liver for real time augmented reality surgery*”, Rentrée de l’Ecole Doctorale MSII, Strasbourg, 17-oct-2016
- M. Kugler, A. Hostettler, L. Soler, D. Borzacchiello, F. Chinesta, D. George, Y. Remond, “*Une nouvelle approche multi-échelle destinée à la chirurgie mini-invasive : application à la réalité augmentée en temps réel*”, Journée du département de Mécanique de l’Université de Strasbourg, Strasbourg, 01-juin-2017
- Séminaire : M. Kugler, « *Simulation numérique des déformations mécaniques vrais du foie en temps réel : application à la respiration libre* », équipe MIV, Télécom Physique, Illkirch, 5-oct-2017
- Séminaire invité : M. Kugler, « *Entre expertise et technologie, quel avenir pour les salles de chirurgies ?* », Université de Heidelberg, Département d’interprétation et de traduction, 06-nov-2017