

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

ÉCOLE DOCTORALE ED269

ICube – Equipe MMB

THÈSE présentée par :

Samuel BERTHE

Soutenue le : **15 décembre 2023**

Pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Mécanique – Génie Mécanique – Biomécanique

Etude biomécanique de l'articulation radio-carpienne pour le développement d'une prothèse connectée

THÈSE dirigée par :

Mme BAHLOULI Nadia

Professeur, Université de Strasbourg

M. LECLER Sylvain

Professeur, INSA de Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. ATHLANI Lionel

Professeur/ Praticien Hospitalier, CHRU de Nancy

M. GORNET Laurent

Maitre de conférences HDR, École Centrale de Nantes

AUTRES MEMBRES DU JURY :

M. LIVERNEAUX Philippe

Professeur/ Praticien Hospitalier, Hôpitaux Universitaires de
Strasbourg

M. JOURDAN Franck

Professeur, Université de Montpellier 2

MEMBRES INVITES :

M. BILASSE Massamaesso

Enseignant Chercheur, ICAM Strasbourg

M. CHABROL Grégoire

Enseignant Chercheur HDR, ICAM Strasbourg

Mme WAGNER-KOCHER Christiane

Maitre de conférences HDR, Université de Haute Alsace

Remerciements :

Ce travail est le fruit de plusieurs années d'efforts que je n'ai pas mené seul. Sans pouvoir être exhaustif, je dédie ce travail à mes encadrants, ma famille, mes amis et toutes les personnes qui ont contribué même indirectement à ce travail.

Quelques mentions spéciales :

- À Jade, ma compagne, qui m'a aidé toutes ces années, sur le plan personnel et également dans mon travail. Il est certain que ce manuscrit ne serait pas le même sans toi.
- À Julie, ma sœur, pour la relecture du manuscrit, ainsi qu'à mes frères Gabriel et Julien, à mes parents et grands-parents, qui m'inspirent chaque jour et m'aident à rester fidèle à mes valeurs.
- À mes amis, qui sont toujours là pour m'offrir des parenthèses de joie et d'insouciance.
- À mes collègues, qui au fil des années sont devenus des amis et dont les conseils m'ont été précieux.

Table des matières

Introduction générale.....	6
I. Etat de l'art.....	9
A. Le poignet et ses prothèses.....	9
1. Anatomie/ Biomécanique de l'articulation du poignet	9
2. Arthroplastie et arthrodèse de poignet.....	17
3. Historique sur les prothèses de poignet et causes de leurs échecs	18
B. Problématique clinique.....	23
1. Descellement aseptique	23
2. Introduction de la prothèse Prosthelast	25
C. Modèle biomécanique	26
1. Modélisation cinématique	27
2. Modélisation musculosquelettique	29
3. Modélisation éléments finis.....	30
4. Synthèse bibliographique des études expérimentales.....	33
D. Instrumentation	36
1. Mesure de force de contact	37
2. Technique de mesure des déformations par corrélation d'images numériques	38
3. Enfouissement de capteurs de déformation.....	47
E. Fabrication additive.....	52
1. Fabrication additive polymère	52
2. Fabrication additive métallique et enfouissement de capteurs.....	56
II. Modélisation numérique de l'articulation radio-carpienne saine puis de l'articulation radio-carpienne opérée.....	61
A. Construction du maillage de l'articulation radio-carpienne.....	61
1. Protocole.....	61
2. Implantation de la prothèse	64
3. Segmentation d'images	66

B.	Modélisation éléments finis de l'articulation radio-carpienne	71
1.	Construction du modèle	71
2.	Etude de convergence du maillage.....	76
3.	Etude des conditions aux limites.....	81
C.	Etude comparative	86
1.	Construction du modèle élément fini du radius prothésé	86
2.	Résultats.....	89
3.	Discussion	95
III.	Développement d'une instrumentation pour les études biomécaniques	98
A.	Méthode de mesure des efforts au niveau de l'articulation	98
1.	Développement d'un capteur d'identification de surface de contact	99
2.	Capteurs FlexiForce	106
B.	Évaluation d'un système de corrélation d'images	115
1.	Essais mécaniques.....	115
2.	Modélisation numérique de l'essai de compression de cylindre	120
3.	Comparaison des résultats de la corrélation d'images et de la simulation numérique	125
C.	Perspectives pour la mesure au niveau de l'interface os-prothèse in-vivo.	129
1.	Protocole d'implantation proposé.....	130
2.	Cas d'étude : enfouissement d'une fibre optique sur une éprouvette de traction	133
3.	Evaluation mécanique du procédé d'enfouissement.....	150
4.	Conclusion.....	157
IV.	Mise en place de la caractérisation expérimentale biomécanique	160
A.	Caractérisation expérimentale d'un ABS imprimé 3D	161
1.	Essai de compression sur cube polymère isotrope.....	161
2.	Optimisation d'un dispositif d'essai de cisaillement	167
3.	Mise en place des essais sur ABS imprimé 3D	176
B.	Os synthétique imprimé 3D.....	182

1. Détermination d'un substitut en impression 3D représentatif de l'os trabéculaire	183
2. Modélisation numérique de l'os prototypé en ABS	190
C. Mise en place de l'essai biomécanique.....	200
3. Dispositif expérimental.....	201
4. Protocole expérimental	206
5. Résultat	208
Conclusion et perspectives.....	213
Table des Figures.....	216
Bibliographie.....	227

Introduction générale

Lorsqu'une personne souffre de pathologies dégénératives, inflammatoires, traumatiques ou tumorales au niveau du poignet, elle peut éprouver des douleurs importantes qui s'accompagnent généralement d'une perte de mobilité. Si ces symptômes deviennent trop gênants, une intervention chirurgicale peut être envisagée. Deux procédures sont couramment utilisées à cet égard. La plus fréquente est l'arthrodèse, qui vise à immobiliser l'articulation du poignet, réduisant ainsi considérablement les douleurs, mais également la mobilité de la main. La deuxième procédure est l'arthroplastie partielle ou totale du poignet, qui vise à remplacer les surfaces articulaires endommagées par des implants. L'arthroplastie est dite totale lorsque toutes les surfaces articulaires du poignet sont remplacées, et partielle lorsqu'elle n'en remplace qu'une partie. Après l'opération, les douleurs diminuent et la mobilité du poignet est généralement préservée.

Cependant, bien que la deuxième option semble plus avantageuse, elle est rarement choisie en raison du risque d'échec à moyen terme (10-15 ans). La principale cause d'échec est le descellement, qui se caractérise par des mouvements entre la prothèse et l'os dans lequel elle est censée être fixée, voire une migration par rapport à son emplacement initial. Bien que ce phénomène ait été largement étudié pour les prothèses de hanche et de genou, il a été moins exploré pour les prothèses de poignet. Ce problème peut être abordé à différentes échelles, mais notre étude se limite à l'échelle macroscopique. À ce niveau, c'est la conception de la prothèse qui a le plus d'influence sur sa durabilité dans l'os. Chaque conception proposée modifie la répartition des forces dans les os environnants. Si l'os n'est pas suffisamment sollicité, il peut se résorber, tandis qu'une sur-sollicitation peut entraîner une nécrose. Ce phénomène, lorsqu'il concerne les prothèses, est appelé "Stress Shielding."

De nombreuses générations de prothèses ont été développées pour reproduire des articulations de manière de plus en plus réaliste, notamment en ce qui concerne la mobilité et les centres de rotation. Cependant, ces améliorations ne résolvent qu'une partie du problème. Lorsque l'on considère la durabilité de la prothèse dans l'os, deux étapes sont généralement prises en compte : la fixation primaire à l'implantation et la fixation secondaire plusieurs années après l'implantation. La fixation primaire résulte généralement d'une fixation mécanique dans l'os, par le biais de vis, de broches ou de

ciment. La fixation secondaire vise à favoriser l'ostéo-intégration de la prothèse, notamment grâce à des revêtements en hydroxyapatite ou à une texturation de la surface de la prothèse. Cependant, ces évolutions ne tiennent pas suffisamment compte de la manière dont l'os est sollicité après l'implantation, ce qui peut entraîner une perte de densité osseuse autour de la prothèse et, à terme, un risque de descellement. De plus, la plupart des évolutions se concentrent sur l'implant du côté de l'os du carpe.

C'est dans ce contexte qu'est né un nouveau concept de design d'implant radial, connu sous le nom de prothèse iso-élastique. Ce design comporte une extrémité distale compacte pour assurer un transfert optimal des charges vers l'épiphyse distale du radius, ainsi qu'une longue tige fine pour assurer une fixation primaire au niveau proximal du radius. Cette prothèse a été testée et a montré de bons résultats cliniques, notamment une augmentation de la densité osseuse dans l'épiphyse distale du radius quelques années après l'implantation. Cependant, le nombre de cas étudiés reste limité, ce qui ne permet pas de valider complètement ce concept. Par conséquent, l'objectif principal de cette étude est de proposer une méthode permettant de valider ces hypothèses, voire de visualiser la répartition des forces dans le radius.

Pour répondre à cette problématique, ce manuscrit est divisé en quatre chapitres. Dans le premier chapitre, une analyse bibliographique non exhaustive a été réalisée pour explorer plusieurs thèmes liés à la thèse. Cela a inclus une description de l'anatomie du poignet et des prothèses associées, ainsi que l'intérêt de la prothèse iso-élastique dans la réduction des risques de descellement. En conséquence, cette thèse propose des protocoles expérimentaux et numériques pour évaluer l'efficacité de cette prothèse en utilisant des outils biomécaniques.

Dans le deuxième chapitre, un modèle numérique est développé pour simuler des chargements physiologiques sur le radius au niveau de l'articulation radio-carpienne. Pour cela, une approche spécifique au patient est mise en place, basée sur des images scanner d'un avant-bras cadavérique avant et après l'implantation d'une prothèse iso-élastique. Un modèle numérique basé sur des éléments finis sous Abaqus est construit, avec une étude du chargement visant à reproduire les conditions physiologiques. La répartition des charges entre l'os et la prothèse est analysée, avec une comparaison entre les configurations avec et sans prothèse.

Le troisième chapitre décrit le développement et la caractérisation de l'instrumentation nécessaire pour effectuer des mesures très locales dans l'articulation du poignet. Cela comprend la proposition de capteurs pour mesurer la localisation et les dimensions des surfaces de contact entre le radius et les os du carpe, ainsi que pour mesurer la force de ce contact. De plus, une technique de stéréo-corrélation numérique est évaluée pour mesurer les déformations à la surface du radius. Finalement, la possibilité d'incorporer un capteur dans une prothèse pour mesurer les déformations est étudiée.

Dans le dernier chapitre, nous présentons un modèle de radius synthétique. Ensuite, nous mettons en place un protocole expérimental qui reprend les conditions aux limites simulées et l'instrumentation proposée. Une confrontation entre les modèles et les essais conclut ce chapitre. Des conclusions reprenant les principaux résultats sont ensuite proposées, suivies de la description des perspectives pour ce travail.

I. Etat de l'art

A. Le poignet et ses prothèses

1. Anatomie/ Biomécanique de l'articulation du poignet

a. Anatomie de l'articulation radio-carpienne et du radius

L'avant-bras est constitué de 33 os dont la majorité est localisée dans la main, Figure I-A-1-1. Les os concernés par notre étude sont le radius et les os du carpes. Avec l'ulna et le complexe fibro-cartilagineux triangulaire, ils forment l'articulation du poignet.

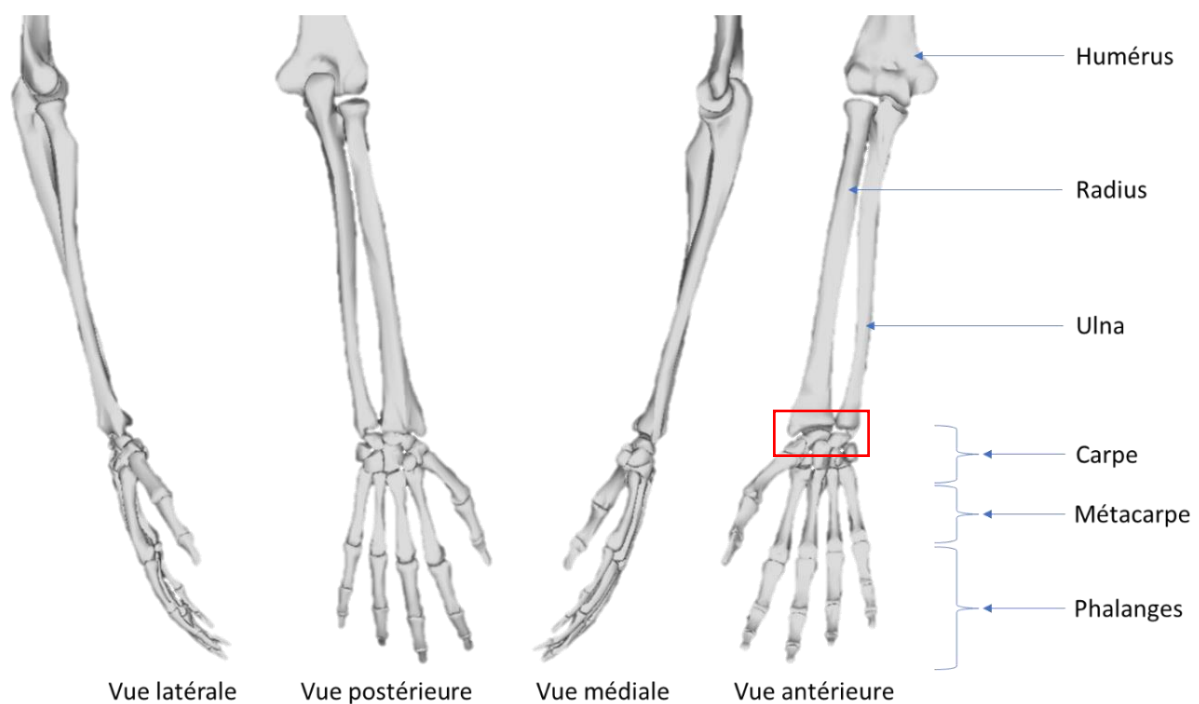


Figure I-A-1-1 : Squelette de l'avant-bras et désignation des principaux os ou groupe d'os ; en rouge, l'articulation du poignet

Les faces distales du radius et de l'ulna ainsi que le TFCC (Triangular Fibro Cartilage Complex) forment une première surface articulaire. Les surfaces proximales de l'os pyramidale, du lunatum et du scaphoïde forment la deuxième surface articulaire, La majorité des sollicitations mécaniques se transmet du lunatum et du scaphoïde vers le

radius. De plus la prothèse de poignet au cœur de notre étude, Figure I-A-1-2, s'implante dans le radius. Elle remplace la surface articulaire sur laquelle le scaphoïde et le lunatum viennent glisser. L'étude biomécanique du poignet est alors souvent réduite à l'étude de l'articulation radio-carpienne.

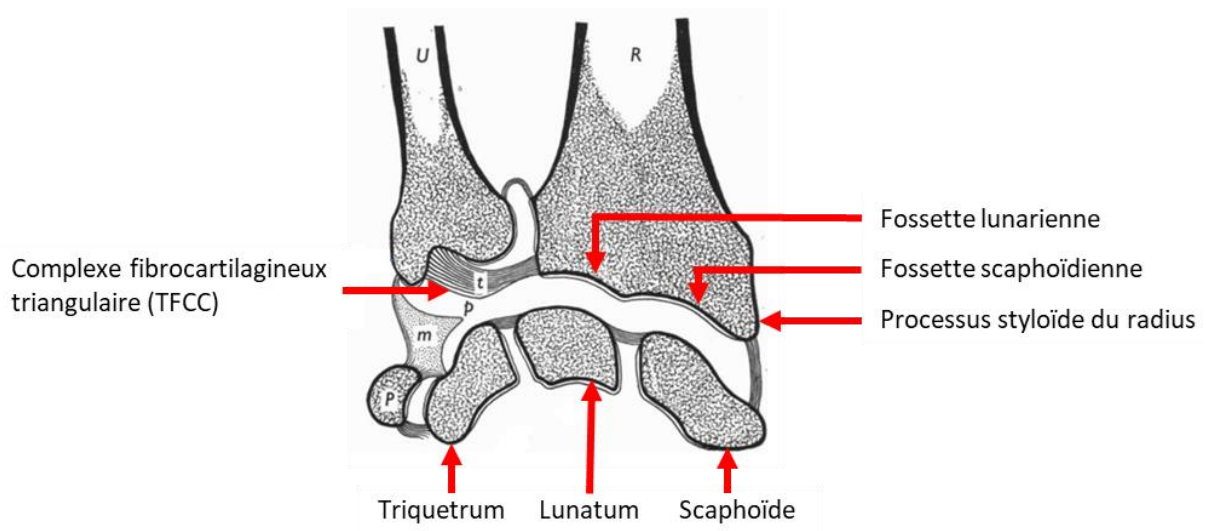


Figure I-A-1-2 : Articulation du poignet (Lewis et al., 1970)

Le radius est un os long, il est donc divisé en deux zones : l'épiphyse située aux extrémités distale et proximale de l'os, contient l'os trabéculaire et est entourée d'une fine couche d'os cortical ; et la diaphyse située entre les deux épiphyses, constituée d'os cortical épais et traversée par le canal médullaire, Figure I-A-1-3.

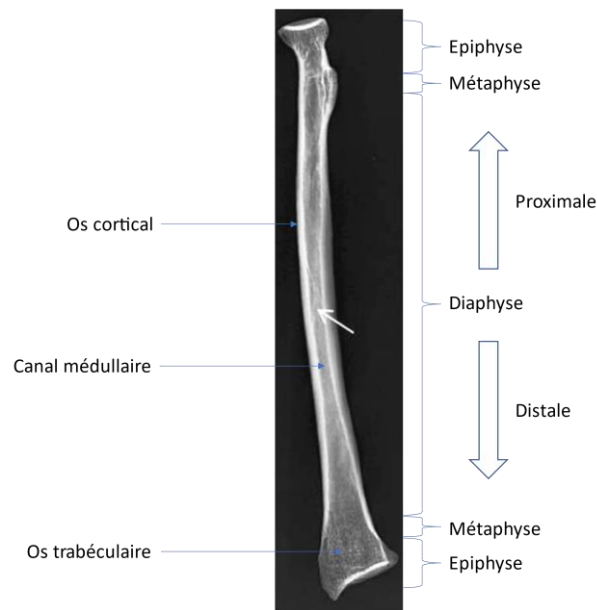


Figure I-A-1-3 : Structure du radius (Ku, 2011)

L'axe principal de l'os est donné par l'axe passant par le centre des surfaces articulaires distales et proximales. Le traçage de cet axe est une opération complexe (Suojärvi et al., 2021) qui peut engendrer des erreurs dans l'interprétation des données de radiographie. Cette direction, dite longitudinale, est une direction intéressante du point de vue de l'étude du matériau osseux, au même titre que les directions perpendiculaires dites transverses.

b. Propriétés mécaniques de l'os :

L'os est constitué de deux types de tissus, l'os cortical et l'os trabéculaire, Figure I-A-1-3. L'os cortical se situe à la périphérie de l'os, et l'os trabéculaire à l'intérieur, en particulier dans les épiphyses. L'os cortical (Neil Dong and Edward Guo, 2004a) a un comportement anisotrope. Cependant, sa microstructure composée d'ostéons est orientée dans le sens long de l'os, en particulier dans la diaphyse. De ce fait, son comportement mécanique est souvent supposé isotrope transverse, Figure I-A-1-4. Les études présentées ici, portent sur des fémurs ou des tibias car bien plus étudiés. Cela est sans doute dû au fait que le radius est un os fin dans lequel il peut être compliqué d'extraire des éprouvettes.

Auteur	E_L (MPa)	E_T (MPa)	ν_L	ν_T	G (MPa)
Mirzaali, 2016	18200±1880	-	-	-	6070±570
Reilly, 1975	17000±3400	11500±2300	0,46±0,14	0,58±0,17	3280±660
Dong, 2004	16610±1830	9550±1360	0,37±0,03	0,46±0,01	3280±500

Figure I-A-1-4 : Synthèse des propriétés mécaniques de l'os cortical, (Mirzaali et al., 2016; Neil Dong and Edward Guo, 2004b; Reilly and Burstein, 1975)

L'os trabéculaire est constitué de trabécules (Goulet et al., 1994). Ces lamelles fines d'os lui donnent une apparence spongieuse dont il tire parfois son nom, os spongieux. Pour caractériser ce type de matériau, il est nécessaire de prendre en compte la densité du matériau, dans le cas contraire nous caractériserons la structure et non le matériau osseux. Il existe de nombreuses méthodes à cet effet comme l'immersion (Behrens et al., 1974) ou le scanner (Goulet et al., 1994). Cette dernière permet d'ailleurs la création d'un modèle numérique de l'essai et l'identification inverse des propriétés mécaniques de l'os. Il s'agit de l'une des méthodes les plus précises pour caractériser ce matériau. Le travail pour caractériser ce type de structure est considérable et les résultats extrêmement variables (Goldstein, 1987) les modules d'élasticité reportés varient entre 1,8 et 9800 MPa.

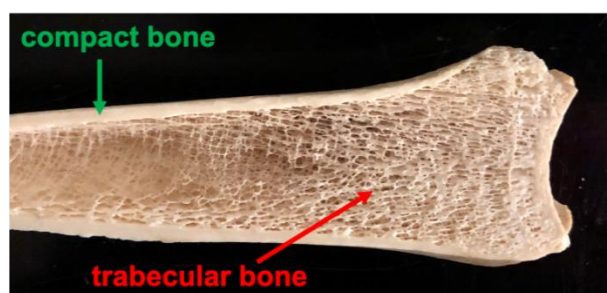


Figure I-A-1-5 : Os cortical et trabéculaire dans l'épiphyse distale du radius (Melby, 2022)

Dans de nombreuses études biomécaniques (Bajuri et al., 2012a; Gislason et al., 2016) le comportement de l'os trabéculaire est simplifié. Il est considéré comme un

matériau homogène et isotrope avec un comportement élastique de module d'élasticité 100 MPa et de coefficient de Poisson 0,25. D'autres études, utilisant des matériaux mimant l'os, tel que les Sawbones®, considèrent des valeurs de 155 MPa et de coefficient de Poisson 0,3 (Completo et al., 2017a).

c. Cinématique du poignet :

L'articulation du poignet est incluse dans deux plans, le plan sagittal (S) et le plan frontal (T). Elle tourne autour de deux axes, l'axe antéro-postérieur X et l'axe transversal Y, Figure I-A-1-6.

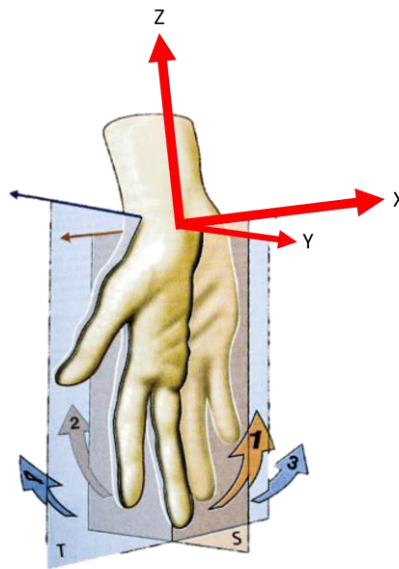


Figure I-A-1-6 : Axes et plans permettant la description des mouvements du poignet (Kapandji, 2005)

Lorsque la main tourne dans le sens négatif autour de Y, donc de X vers Z, on parle de flexion (flèche 1), à l'inverse lorsque la main tourne dans le sens positif, on parle d'extension (flèche 2). Lorsqu'elle tourne positivement autour de X, on parle d'inclinaison ulnaire (flèche 3) et négativement, d'inclinaison radiale (flèche 4). Comme ce repère n'est vrai que pour la main droite prise en exemple, on utilise généralement les repères anatomiques présentés précédemment. On dira par exemple pour la flexion que la face palmaire de la main se rapproche de la face antérieure de l'avant-bras (Kapandji, 2005).

Le poignet dispose donc de deux degrés de liberté dont il est assez simple de mesurer l'amplitude à l'aide d'outils développés à cet effet. Par exemple, le goniomètre à deux degrés de liberté proposé par Ryu et al. (Ryu et al., 1991a) permet de réaliser la mesure de mobilité autour de chacun de ces axes. Le dispositif est fixé sur l'avant-bras et sur la main. Les mobilités sont mesurées au cours de tâches quotidiennes pour 40 individus. Les mobilités moyennes sont alors calculées, les valeurs sont comparées à d'autres études, Figure I-A-1-7.

Auteur	Extension	Flexion	Inclinaison ulnaire	Inclinaison radiale
Ryu, 1991	60°	54°	40°	17°
AAOS, 1965	75°	73°	33°	19°
Sarrafian, 1977	74,9°	76,4°	36°	21,5°

Figure I-A-1-7 : Amplitude fonctionnelle du mouvement du poignet (Ryu et al., 1991b; SARRAFIAN et al., 1977; Surgeons, 1965)

De cette modélisation à deux axes de rotation découle une liaison mécanique équivalente qui est la liaison sphérique à doigt ou joint de cardant. Cette liaison étant généralement étudiée en son centre, il n'est pas étonnant que l'on retrouve dans certaines études biomécaniques l'effort transmis au radius comme une charge ponctuelle (Completo et al., 2017a).

d. Chargement biomécanique :

Dans cette partie, nous proposons d'établir une synthèse non-exhaustive mettant en évidence les os ou ligaments impliqués dans la transmission des efforts de la main vers l'avant-bras, Figure I-A-1-8. Nous remarquons que lorsqu'elle est mesurée, la fraction de l'effort qui passe par le TFCC est très faible pour la main en position neutre. Dans cette orientation, la fraction de l'effort passant par le scaphoïde est systématiquement supérieure à celle passant par le lunatum.

Auteur	Fossette scaphoïdienne	Fossette lunarienne	TFCC
Schuind, 1995	55,1%	35,3%	9,6%
Majima, 2008	52%	42%	6%
Tubiana, 2008	60%	40%	-
Markolf, 1998	80%	20%	-

Figure I-A-1-8 : Répartition des efforts au contact avec le poignet dans la position neutre (Schuind et al., 1995; Majima et al., 2008; Tubiana et al., 2008; Markolf et al., 1998a)

Lorsque cette même mesure est réalisée pour des orientations différentes, la fraction de l'effort transmis par le scaphoïde et le lunatum change, Figure I-A-1-9. Cependant, la fraction de l'effort passant par de TFCC reste systématiquement petite devant les autres. Cela explique pourquoi dans les modélisations simples ne le prennent généralement pas en compte.

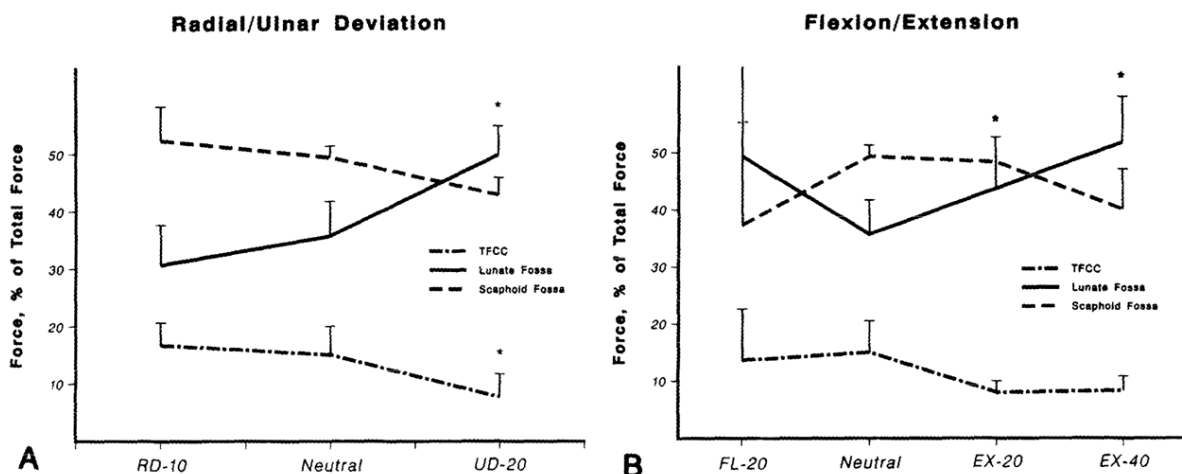


Figure I-A-1-9 : Evolution de la répartition des efforts en fonction de l'orientation de la main ; A, déviation ulnaire ou radial ; B, flexion ou extension (Hara et al., 1992)

Ces tendances restent indicatives, en effet si nous prenons en compte un niveau avancé d'arthrose, alors le cartilage sera usé et le contact entre les os sera plus franc. Une étude numérique a montré une augmentation de la pression au niveau du scaphoïde de 20 à 115 MPa et au niveau du lunatum de 6 à 160 MPa (Bajuri et al.,

2012a). La surface de contact avec le lunatum augmente également jusqu'à atteindre les dimensions du contact avec le scaphoïde. En conséquence, nous pouvons estimer que la force transmise au niveau du lunatum est supérieure à celle transmise au niveau du scaphoïde.

Parmi toutes les études mentionnées précédemment, l'ulna n'a pas été pris en compte. Nous proposons de décrire un essai qui a été mis en place pour mesurer la fraction de l'effort passant par l'ulna et par le radius, Figure I-A-1-10. L'instrumentation fonctionne sur un principe assez simple : en découpant l'os sur toute sa largeur et en le reposant de part et d'autre sur des plateaux, l'effort, n'a pas d'autre choix que de passer par le corps d'épreuve (zone instrumentée de jauges dont la géométrie et sa réponse à une sollicitation sont connues). Nous pouvons alors remonter à la valeur de force. Cette instrumentation est mise en place sur le radius et sur l'ulna. La mesure confirme que seul 10% de l'effort passe par l'ulna. Nous ne considérerons donc pas l'ulna dans notre étude.

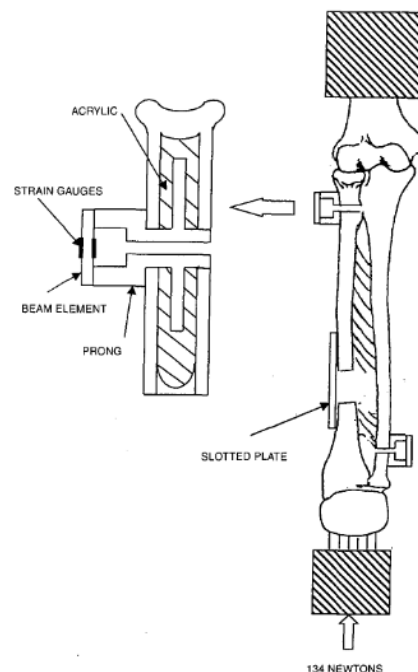


Figure I-A-1-10 : Instrumentation pour la mesure d'efforts passant par le radius et l'ulna (Markolf et al., 1998b)

2. Arthroplastie et arthrodèse de poignet

La procédure qui nous intéresse est l'arthroplastie du poignet. Il s'agit d'une opération qui a pour objectif de remplacer l'articulation du poignet par une prothèse. Cette opération se substitue généralement à la réalisation d'une arthrodèse du poignet, qui quant-à-elle consiste à bloquer complètement l'articulation du poignet, Figure I-A-2-1. L'arthroplastie a pour but de traiter la polyarthrite rhumatoïde se développant préférentiellement sur les petites articulations, en particulier au niveau du poignet (Gaspar et al., 2015). Cette maladie touche 0,5 à 1% de la population européenne (Silman and Pearson, 2002). L'indication de l'arthroplastie a évolué ces dernières années et son utilisation s'est étendue au traitement de l'arthrose du poignet et à d'autres maladies non rhumatoïdes (Boeckstyns and Herzberg, 2017; Krukhaug et al., 2011). Le résultat espéré est une diminution de la douleur et un rétablissement de la mobilité du poignet (Ogunro et al., 2013). Cette opération ne fait cependant pas l'unanimité. Par exemple, aux Etats-Unis, 1181 arthrodèses du poignet ont été remboursées par le système de soin contre seulement 179 arthroplasties ("Part B National Summary Data File: Department of Health and Human Services, Centers for Medicare and Medicaid Services," n.d.).

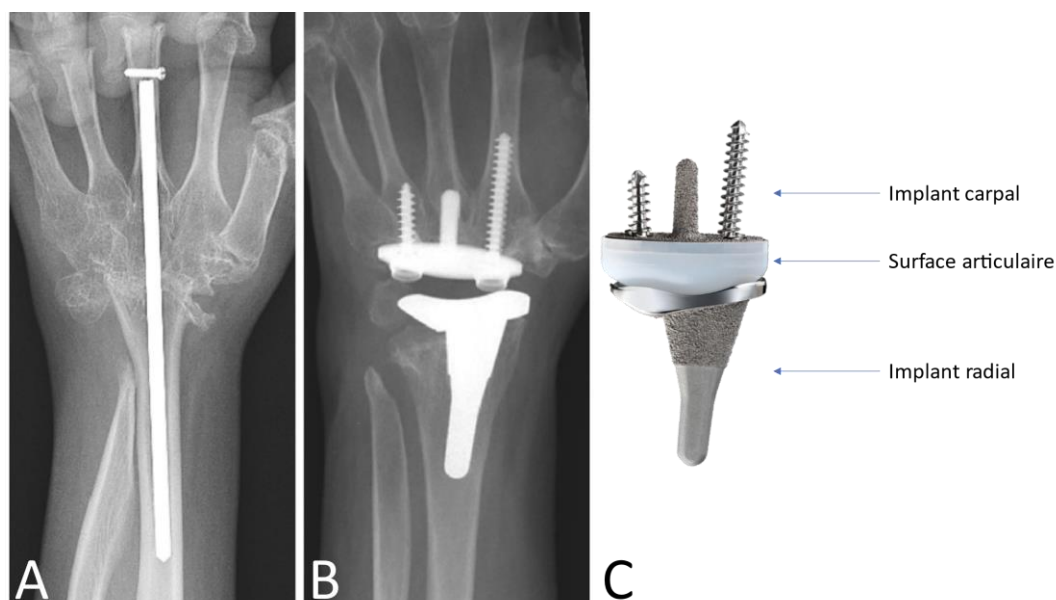


Figure I-A-2-1 : A, Arthrodèse de poignet ; B, Arthroplastie totale de poignet (Cavaliere and Chung, 2008) ; C, Prothèse de poignet Universal 2 (Integra LifeSciences, Plainsboro, NJ)

L'arthrodèse bloque la flexion/extension et déviation ulnaire/carpale (Vicar and Burton, 1986). La prothèse rétablit les mobilités préopératoires, voire les améliore tout en diminuant les douleurs (Vicar and Burton, 1986). Cependant, le nombre de complications est plus faible pour l'arthrodèse (17% contre 30%) alors que la satisfaction actuelle du patient est évaluée à environ 90% quelle que soit l'opération subie (Cavaliere and Chung, 2008). De ce fait l'arthrodèse est la solution la plus envisagée. Il est donc important d'améliorer les générations actuelles de prothèses afin d'en faire une solution véritablement compétitive.

3. Historique sur les prothèses de poignet et causes de leurs échecs

Les prothèses de poignet existent depuis les années 60. 4 générations se sont succédées depuis. Elles sont décrites dans la Figure I-A-3-1. Quel que soit le modèle de la prothèse, l'opération d'implantation se déroule suivant les étapes suivantes ("Integra, Universal 2 Total Wrist Implant System," 2009). D'abord une incision est pratiquée sur la face dorsale du poignet. Les ligaments sont écartés et la capsule articulaire ouverte. Les résections du radius et d'une partie des os du carpe sont réalisées. Les empreintes des implants sont faites à l'aide de limes spéciales et les implants sont mis en place. Elles peuvent être vissées ou cimentées ou simplement enfoncées dans l'os en fonction des modèles et de la qualité osseuse du patient (Gaspar et al., 2015).

Les prothèses de 1^{ère}, 2^{ème} et 3^{ème} génération nécessitent de couper une grande partie des os du carpe. Les prothèses de 4^{ème} génération sont quant à elles qualifiées de prothèses de resurfaçage parce qu'elles ne nécessitent pas une résection aussi importante des os du carpe. Cette différence semble être corrélée à de meilleurs résultats en termes de douleur, de mobilité et de taux d'échec (Cooney et al., 2012; Sagerfors et al., 2015).

Les différentes générations de prothèses se distinguent aussi par la liaison équivalente réalisée, voir Figure I-A-3-1. En effet les prothèses de 1^{ère} génération sont équivalentes à des liaisons élastiques, celles de 2^{ème} génération à des rotules et celles de 3^{ème} et

4^{ème} génération à une liaison sphérique à doigt. D'un point de vue biomécanique, ce sont ces dernières liaisons qui représentent le mieux l'articulation du poignet.

La solution technologique de fixation primaire des prothèses de 1^{ère} génération consiste simplement à enfoncer la prothèse dans les cavités préalablement créées dans la main et le radius. Une fois les tendons remis en place, la prothèse ne peut plus sortir de son logement.

La fixation dans la main des prothèses de 2^{ème} et 3^{ème} génération se fait par l'enfoncement de la prothèse au niveau de plusieurs os de la main à l'aide de deux tiges. Celle des prothèses de 4^{ème} génération se fait à l'aide d'un plot central et de deux vis latérales. Ces améliorations successives ont permis de réduire de façon significative le risque de complication au niveau distal de la prothèse.

La fixation dans le radius des prothèses de poignet de 2^{ème}, 3^{ème} et 4^{ème} génération est généralement similaire à celle des premières générations. La tige proximale de la prothèse est enfoncée dans le radius. Le serrage induit constitue la fixation primaire de la prothèse. Une texturation de la surface des prothèses vient désormais augmenter la rugosité de la prothèse, augmentant d'autant plus la fixation primaire. De plus, elle permet la colonisation de la prothèse par l'os et doit garantir sa fixation secondaire. Si cette solution était jusqu'à présent suffisante, avec les progrès réalisés au niveau de l'implant distal, le nombre de complications au niveau de l'implant proximal devient en proportion problématique.

Un troisième facteur d'amélioration est le choix des matériaux. La première génération de prothèses était fabriquée en silicone, ce matériau bien que biocompatible se dégradait rapidement sous l'effet des sollicitations mécaniques. Les résidus entraînaient des inflammations à l'origine de l'échec de la prothèse. Les générations actuelles de prothèses utilisent des alliages de chrome-cobalt ou de titane. Elles sont généralement recouvertes d'hydroxyapatite afin de favoriser son ostéo-intégration. Les éléments articulaires sont généralement fabriqués en polyéthylène.

L'ensemble de ces améliorations ont eu pour résultat un nombre de complications pour les implants de 4^{ème} génération (Berber et al., 2018) plus faible que pour les implants des générations précédentes, voire que pour les arthroèses. Cependant le manque d'études à long terme et d'homogénéité dans l'évaluation de ces prothèses (Eschweiler et al., 2022a; Fischer et al., 2020) ne permet pas de conclure sur la valeur

ajoutée de cette procédure. Il est donc important d'augmenter la compréhension des causes d'échecs de ces prothèses.

Les causes d'échec des prothèses bien qu'initialement assez nombreuses se limitent principalement aujourd'hui à son descellement, Figure I-B-1-1. En effet les infections, dislocations, inflammations, etc... ont fortement diminué pour toutes les raisons précédemment évoquées. La principale cause d'échec est désormais le descellement aseptique (Herzberg et al., 2012; Sagerfors et al., 2015). Dans le cas des prothèses de 3^{ème} génération, il y a 73% des descellements qui sont dus à un descellement de l'implant distal (Krukhaug et al., 2011). Ce pourcentage passe à 60% pour la prothèse de 4^{ème} génération Universal 2 (Zijlker et al., 2019) et 42% pour la prothèse Remotion (Froschauer et al., 2021). L'ensemble des études admettent que, dû au faible nombre de prothèses prises en compte, les résultats obtenus ne sont pas significatifs.

L'ensemble des données présentées traduisent la nécessité d'une part de mieux comprendre le phénomène de descellement aseptique, d'autre part de s'intéresser à de nouveaux designs de prothèse et en particulier pour les implants radiaux.

Génération	Modèle	Date de création	Illustration	Taux de survie reporté	Mobilité	Principaux inconvénients
1 ^{ère}	Swanson ^a	1960		25% à 11,8 ans	Flexion : 28,2±21,4° Extension : 15,3±16,6° Déviation ulnaire : 14,4±17,2° Déviation radiale : 6,5±13,2°	Grande résection osseuse Fracture de la prothèse Réaction de corps étranger Manque de force dans le poignet
2 ^{ème}	Meuli ^b	1970-86		76% à 5,5 ans	Flexion : 30±25° Extension : 40±25° Déviation ulnaire : 10±10° Déviation radiale : 10±15°	Grande résection osseuse Malposition Descellement Infection
3 ^{ème}	BIAX ^c	1983		74% à 2ans ^c 85% à 5ans ^d 86% à 10 ans ^e	Flexion ^c : 29±17° Extension ^c : 31±17° Déviation ulnaire ^c : 12±10° Déviation radiale ^c : 1810°	Grande résection osseuse Usure du polyéthylène Descellement
4 ^{ème}	Universal ^f et Universal 2 ^{e.g}	1992 et 2004		75% à 5 ans ^f 60% à 7 ans ^f et 83% à 10 ans ^e 90% à 9,2 ans ^g	Flexion-Extension ^f : 62±29° Déviation radiale-ulnaire ^f : 25±12,5°	Descellement
	Remotion	2002		92% à 8 ans ^h 84% à 9 ans ⁱ 94% à 10 ans ^e	Flexion ⁱ : 35±10° Extension ⁱ : 31,5±10° Déviation ulnaire ⁱ : 25±10° Déviation radiale ⁱ : 12,5±11,5°	Descellement
Nouvelle génération	Prosthélast ^j	2016		100% à 1 an	Flexion : 41±8,6° Extension : 37±19,9°	Radioluminescence au niveau du scellement de l'implant migration de l'implant

Figure I-A-3-1 : Revue des prothèses totales de poignet

- a : (Kistler et al., 2005)
- b : (Meuli, 1997)
- c : (Kretschmer and Fansa, 2007)
- d : (Krukhaug et al., 2011)
- e : (Fischer et al., 2020)
- f : (Ward et al., 2011)
- g : (Zijlker et al., 2019)
- h : (Herzberg et al., 2012)
- i : (Froschauer et al., 2021)
- j : (Salazar Botero et al., 2018)

B. Problématique clinique

1. Descellement aseptique

Le scellement d'une pièce, de manière générale, implique sa fixation dans une autre pièce en utilisant une substance pour combler l'espace entre elles. Le descellement, en revanche, correspond au processus par lequel la pièce scellée se sépare.

Comme historiquement les prothèses étaient maintenues dans l'os à l'aide d'un ciment de PMMA, le terme de descellement est resté pour signifier que la prothèse se désolidarise de l'os, même s'il n'y a plus de ciment.

Pour les prothèses non-cimentées, le descellement signifie la dégradation de l'os autour de la prothèse comme illustré dans la Figure I-B-1-1. Cette pathologie est visible au rayon X. En effet le descellement se caractérisant par une perte de densité osseuse autour de la prothèse, l'os devient noir sur la radiographie là où il est moins dense. Le descellement donne généralement suite à une migration de l'implant. Cela a pour conséquences des douleurs pour le patient, une perte de mobilité voire la luxation de la prothèse. Il est alors nécessaire de réopérer le patient.

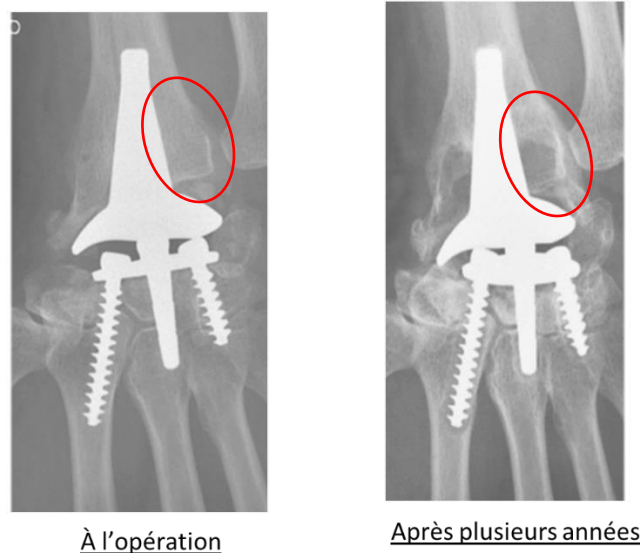


Figure I-B-1-1 : Descellement aseptique d'une prothèse de poignet

Sundfeldt (Sundfeldt et al., 2006) propose en 2006 une synthèse des phénomènes expliquant le descellement, Figure I-B-1-2. La conclusion de son étude est qu'il n'existe pas une origine unique à ce problème.

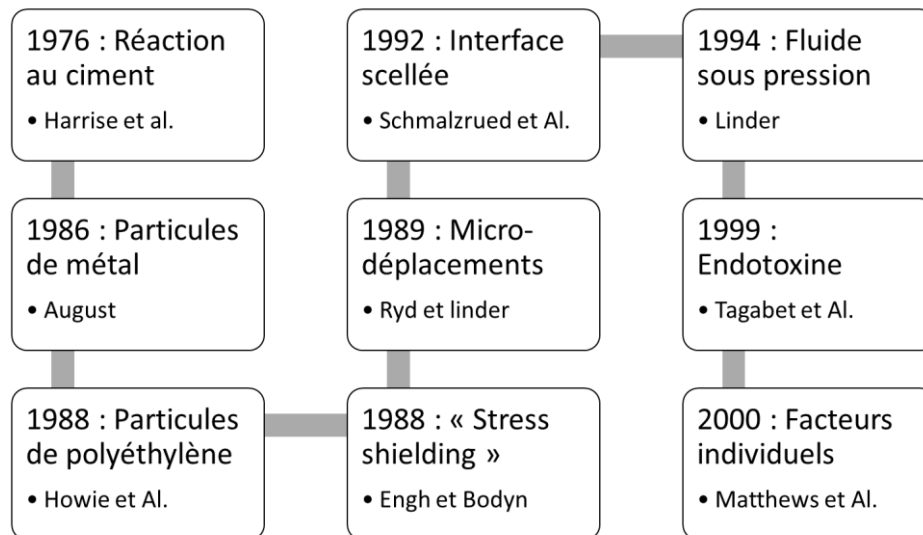


Figure I-B-1-2 : Synthèse des causes probables de descellement (Sundfeldt et al., 2006)

Si nous analysons chacune de ces causes, le rôle des matériaux semble intervenir principalement dans le risque de réaction de corps étranger dû aux particules d'usure, alors que le rôle du design de la prothèse semble intervenir plutôt au niveau du stress shielding. Dans notre cas, nous nous intéresserons plutôt à ce dernier phénomène.

Le stress shielding, correspond à la reconfiguration de l'os en présence d'une prothèse. Ce phénomène est dû à l'adaptation fonctionnelle de l'os (Ruff et al., 2006). Cela signifie que l'os se remodèle afin de répondre au mieux aux sollicitations mécaniques qui lui sont imposées. Si une partie de l'os n'est plus sollicitée dû au placement d'une prothèse, alors la densité de l'os diminuera dans cette partie, il s'agit de la résorption. Par ailleurs si de nouvelles contraintes apparaissent dues aux sollicitations, alors l'os se consolidera, mais si les contraintes sont trop importantes, alors l'os se nécrosera. De nombreux modèles sont proposés pour décrire ce phénomène de remodelage osseux (Doblaré and García, 2002; Huiskes et al., 1987), le plus simple est présenté à la Figure I-B-1-3.

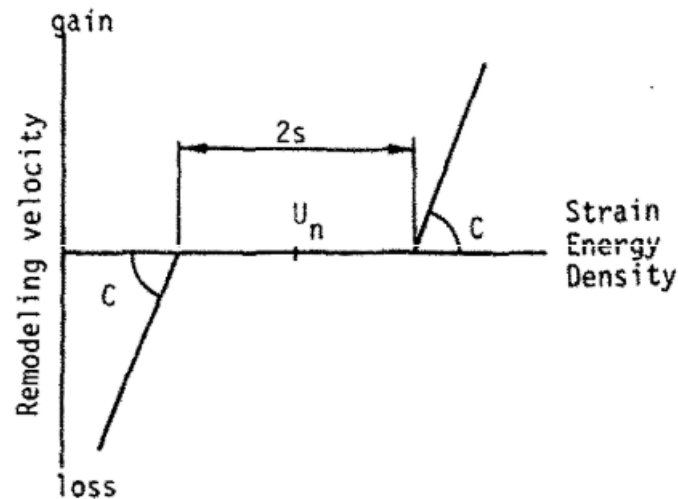


Figure I-B-1-3 : Modèle trilinéaire décrivant le remodelage osseux (Sundfeldt et al., 2006)

De ce fait, il est important d'envisager des designs modifiant le moins possible l'état de contrainte initial de l'os. Le capital osseux sera alors préservé et l'implant ne pourra pas migrer.

2. Introduction de la prothèse Prosthelast

Une nouvelle géométrie de prothèse ayant pour but de préserver le champ de contraintes a été proposée par le Pr Liverneaux (Salazar Botero et al., 2018). Il s'agit du design isoélastique. Il a été précédemment développé pour la hanche en 1988 par Pr Butel (Butel et al., 1988). Cette prothèse est commercialisée par l'entreprise suisse Argomedical®, présentée Figure I-A-3-1.

Sa conception consiste en un implant radial compacte reconstruisant l'interface articulaire du radius distal. L'implant est prolongé d'une longue tige en appui dans le canal médullaire et sur la face interne de l'épiphyse proximale du radius. Un implant carpien est aussi proposé, mais il ne sera pas étudié dans cette thèse pour les raisons précédemment évoquées.

Ce modèle étant très récent, il n'y a pour le moment que peu d'études qui traitent des résultats cliniques de cette prothèse. Une étude porte sur les résultats de l'arthroplastie totale utilisant cet implant. L'échantillon étudié n'est que de 5 cas. A 14 mois en moyenne après opération, aucune complication nécessitant une reprise chirurgicale

n'a été observée. Deux autres études traitent du cas où l'implant radial est positionné seul (Ichihara et al., 2016; Martins et al., 2020). 12 et 24 opérations sont étudiées avec un suivi moyen de respectivement 32 et 55 mois. Pour l'ensemble de ces cas, aucune cause de révision pour descellement de l'implant n'est reportée. De plus un remodelage osseux est constaté pour 8 des 12 cas dans la première étude et 22 des 24 dans la seconde au niveau de l'épiphyse distale du radius, Figure I-B-2-1. Même si ces données ne sont pas suffisantes pour conclure sur le taux de survie à long terme de cet implant, cette différence significative entre les prothèses actuelles et ce modèle mérite d'être étudiée plus en détail.



Figure I-B-2-1 : Radiographie d'un poignet opéré 2 et 36 mois après opération (Ichihara et al., 2016)

C. Modèle biomécanique

La quantité d'études sur le poignet étant relativement restreinte, nous proposons d'en faire une revue rapide. Elles se divisent en plusieurs catégories en fonction des grandeurs recherchées. Dans notre cas, la valeur et la localisation des efforts entre les os du carpe et le radius vont nous intéresser. Les valeurs de contrainte avant et

après implantation nous intéresserons également. Finalement, nous aimerions faire le bilan des forces de la prothèse pour savoir quelle fraction de l'effort passe au niveau distal du radius et quelle partie passe dans le canal médullaire et l'épiphyse proximale. Dans l'idéal, ces valeurs devraient être associées à une position de la main au moment où l'effort est transmis.

1. Modélisation cinématique

Nous avons vu qu'il était possible de caractériser les mouvements de la main à l'aide d'outils type goniomètre. Nous pourrions alors penser qu'étudier les mouvements avant et après implantation serait suffisant pour savoir si la surface articulaire d'une prothèse est bien conçue ou non. Or le poignet étant une articulation complexe, le fait d'avoir des mobilités similaires ne signifie pas nécessairement que les os entre eux se déplacent comme initialement. Il existe pour cela des études qui s'intéressent aux géométries des surfaces en contact, Figure I-C-1-1. En considérant les corps comme indéformables, les auteurs caractérisent leur mouvement relatif. On appelle ça, une modélisation cinématique du poignet.

La première étape consiste toujours à acquérir des images d'un poignet sain (Moore et al., 2007). Des images de main dans plusieurs positions sont acquises grâce à des scanners. La position relative des os peut alors être retrouvée pour des positions de main spécifiques. A l'aide d'algorithmes un mouvement continu peut être reconstruit (Akhbari et al., 2019). Ces études incluent généralement plus d'une centaine de cas afin de prendre en compte les variations de dimension et de géométrie. Sur ce même principe, les surfaces de contact entre les os peuvent être calculées (Tang and Chen, 2012) ainsi que les centres de rotation lors de mouvements du poignet (Akhbari et al., 2020).

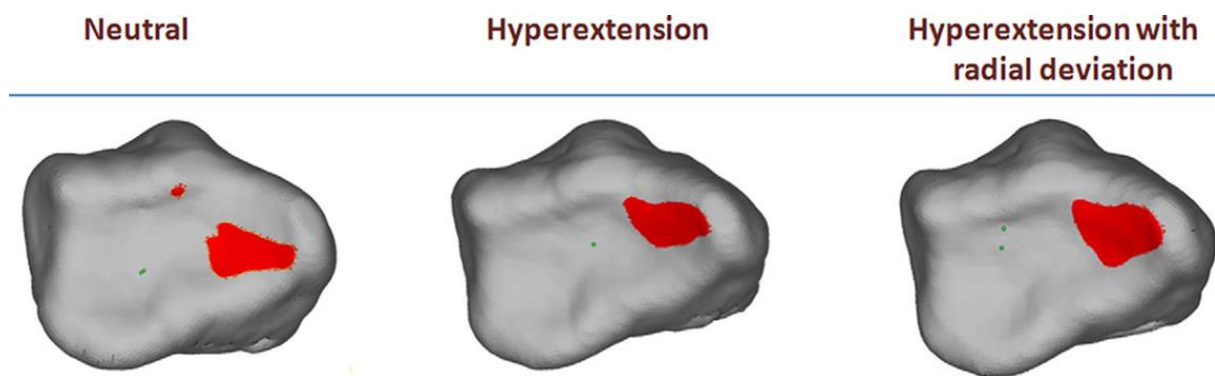


Figure I-C-1-1 : Exemples typiques de surfaces de contact déterminées numériquement ; en rouge, contact avec le scaphoïde ; en vert, contact avec le lunatum (Tang and Chen, 2012)

Toutes ces données sont disponibles dans des bases en accès libre, certaines sont même dotées d'une interface graphique pour en faciliter leur utilisation. Par exemple CarpalDatabaseGUI (Université Brown, Etats-Unis). Nous en avons extrait 5 positions de référence, Figure I-C-1-2. Nous pouvons donc considérer que la cinématique du poignet sain est connue.

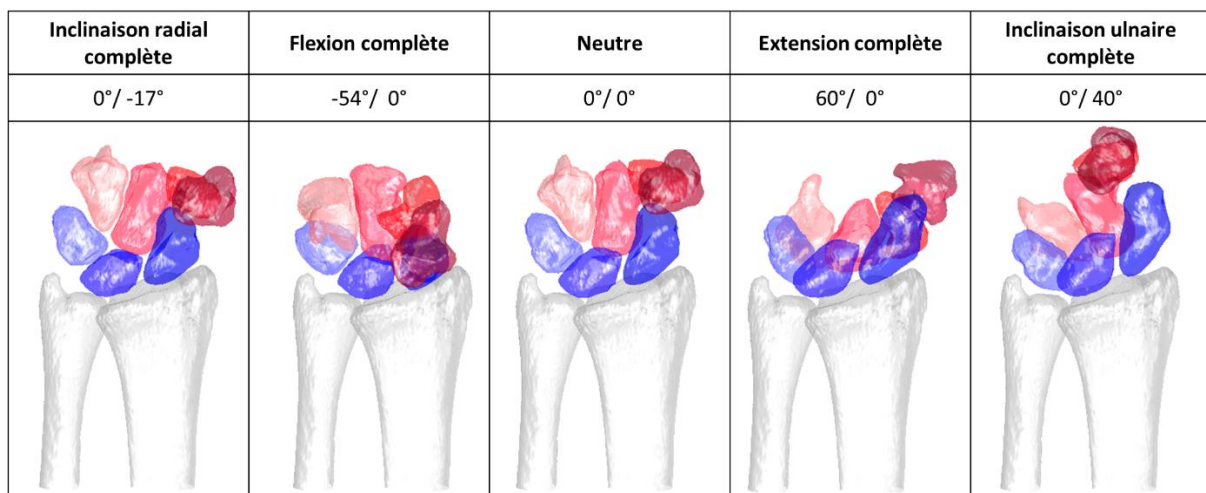


Figure I-C-1-2 : Position relative des os du carpe pour plusieurs positions extrêmes de la main (Ryu et al., 1991a)

Grâce à ces données, l'impact de l'implantation d'une prothèse sur la cinématique du poignet peut être évaluée. En menant la même étude sur un poignet implanté, il est alors possible, par comparaison, de voir si la cinématique du poignet a été modifiée.

Deux types de défaut ont été reportés, d'abord une différence entre les centres de rotation du poignet sain et du poignet opéré (Akhbari et al., 2020). Ceci se traduit par une distance plus importante entre la surface articulaire et le centre de rotation (Akhbari et al., 2021). Cette différence est associée à un risque de surcontrainte dans l'articulation. Le deuxième défaut concerne le mauvais alignement entre les surfaces articulaires. Celui-ci est associé à un risque d'usure et de luxation de la prothèse plus grand (Grosland et al., 2004). Comme notre étude porte davantage sur l'implant radial et le radius, l'étude de la cinématique du poignet n'est pas prioritaire. Cependant, les informations qu'elle fournit sur la localisation des surfaces de contact sont primordiales.

2. Modélisation musculosquelettique

Si nous souhaitons faire le bilan des forces qui s'appliquent sur le radius, la localisation des contacts est une information importante, mais la valeur des forces l'est tout autant. Pour déterminer ces valeurs, la méthode la plus simple est la mise en place d'un modèle musculosquelettique (Eschweiler et al., 2022a, 2022b; Mirakhorlo et al., 2016), Figure I-C-2-1.

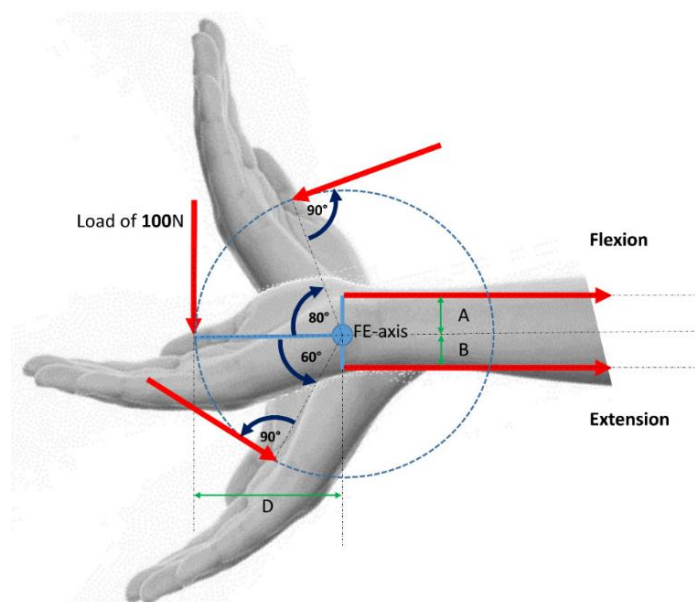


Figure I-C-2-1 : Modèle musculosquelettique du poignet (Eschweiler et al., 2022b)

Ces modèles réduisent généralement l'articulation à un pivot. Sur la base de données anatomiques, des bras de levier sont supposés (en vert) et les muscles fléchisseurs et extenseurs y sont connectés. La main est alors supposée à tout moment à l'équilibre donc immobile sous l'action d'un effort extérieur et de l'action des muscles. Des algorithmes résolvent alors l'équilibre des forces dans le système. Pour chaque position de la main, l'effort au niveau de chacun des muscles de la main est déterminé. Des montages expérimentaux mettant en place des avant-bras cadavériques proposent également de valider ces valeurs de force, Figure I-C-4-1, première ligne. A partir de ces forces, il est possible d'estimer la force transmise au radius. Une méthode plus directe consistera à mesurer directement l'effort dans l'articulation, comme nous le verrons ensuite. Nous ne ferons donc pas appel à ce type de modélisation.

3. Modélisation éléments finis

La limite des deux types de modèle précédents réside dans l'hypothèse de corps rigide. En effet, si nous souhaitons comparer les déformations du radius avec et sans prothèse, il est nécessaire de considérer le radius comme un corps déformable. Le type de modèle le plus employé à cet effet est le modèle éléments finis. Ces modèles peuvent être de complexité variée. Ils peuvent prendre en compte des comportements mécaniques très complexes, avec du remodelage osseux par exemple (Guha et al., 2022). Ils peuvent également prendre en compte des géométries réalistes, un chargement complexe et des liaisons ligamentaires (simulées comme des ressorts), Figure I-C-3-1.

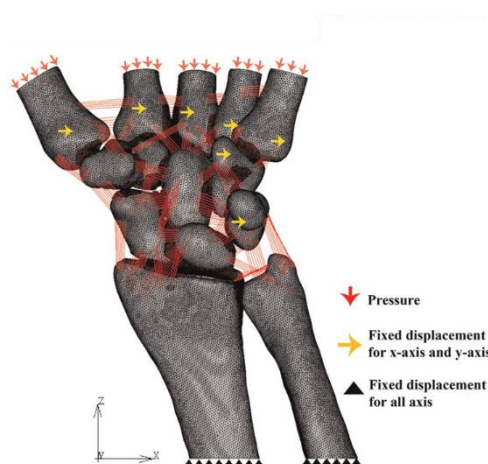


Figure I-C-3-1 : Modèle éléments finis d'un poignet (Bajuri et al., 2012b)

En fonction des valeurs de déformation recherchées, le modèle peut représenter une partie de la main et de l'avant-bras. Si nous souhaitons connaître les déformations de l'implant distal et proximal par exemple, il est au moins nécessaire de représenter les os du carpe dans lesquels ils sont fixés, Figure I-C-3-2.

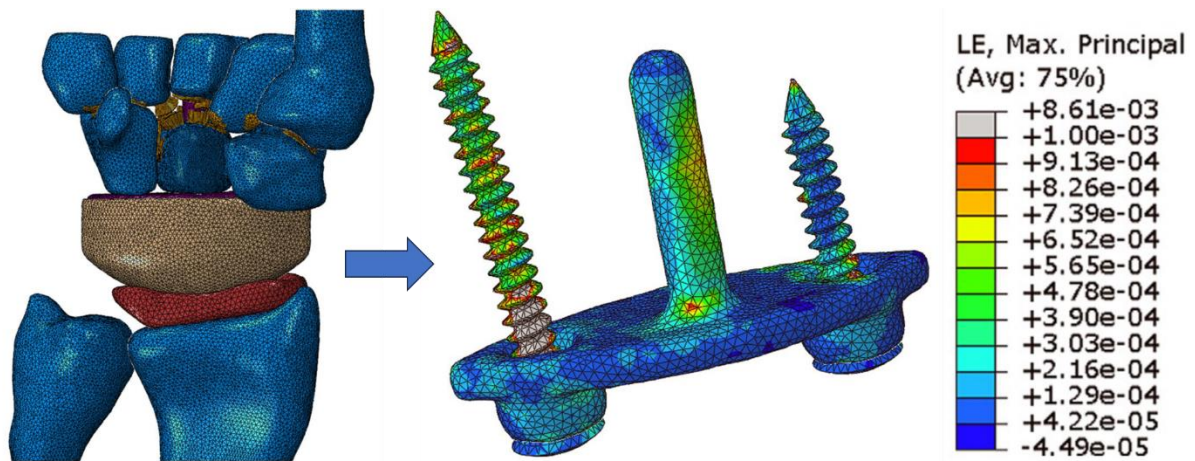


Figure I-C-3-2 : Modèle éléments finis d'une articulation radio-carpienne ayant reçu une prothèse Universal 2 (Gislason et al., 2017)

Si l'étude ne porte que sur l'implant proximal, seul le radius peut être représenté, Figure I-C-3-3. Ce modèle est sans doute un peu trop simpliste puisqu'il ne prend pas en compte le fait que le radius est en contact avec le scaphoïde et le lunatum. Il considère l'effort transmis par les os du carpe comme un effort concentré vertical.

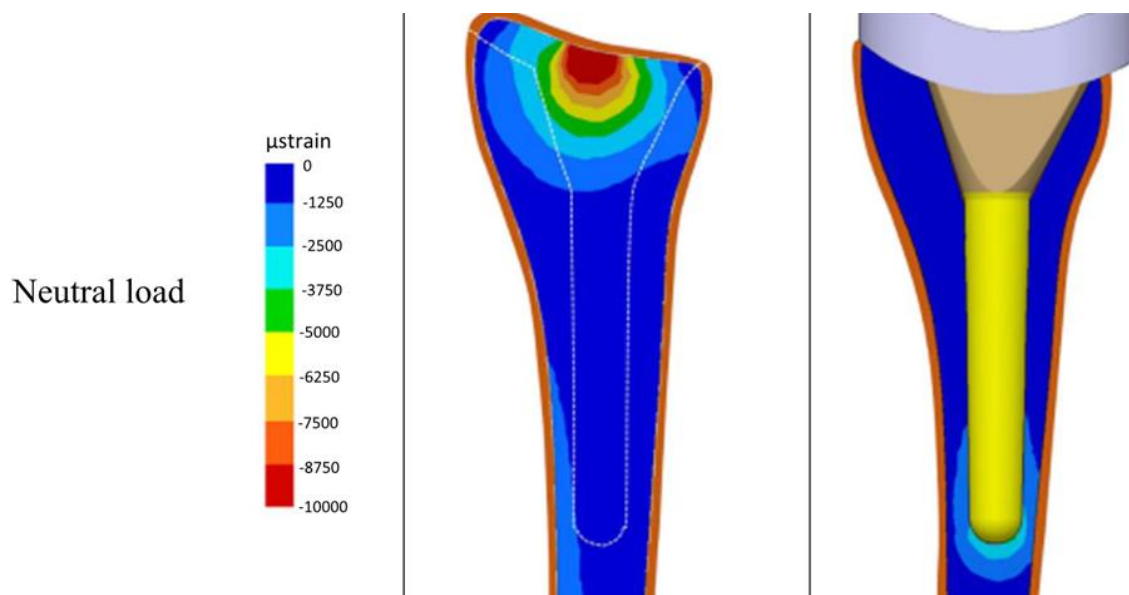


Figure I-C-3-3 : Modèle numérique du radius sain et implanté de l'implant proximal de la prothèse Maestro (Completo et al., 2017b)

Le modèle de Anderson (Anderson et al., 2005a) corrige le précédent problème mais n'intègre pas la prothèse. Les valeurs des contraintes au niveau du contact ont également pu être calculées. Ces valeurs sont comparées à des valeurs expérimentales obtenues sur l'avant-bras ayant servi pour la géométrie du modèle numérique. Elles présentent une bonne concordance, Figure I-C-3-4.

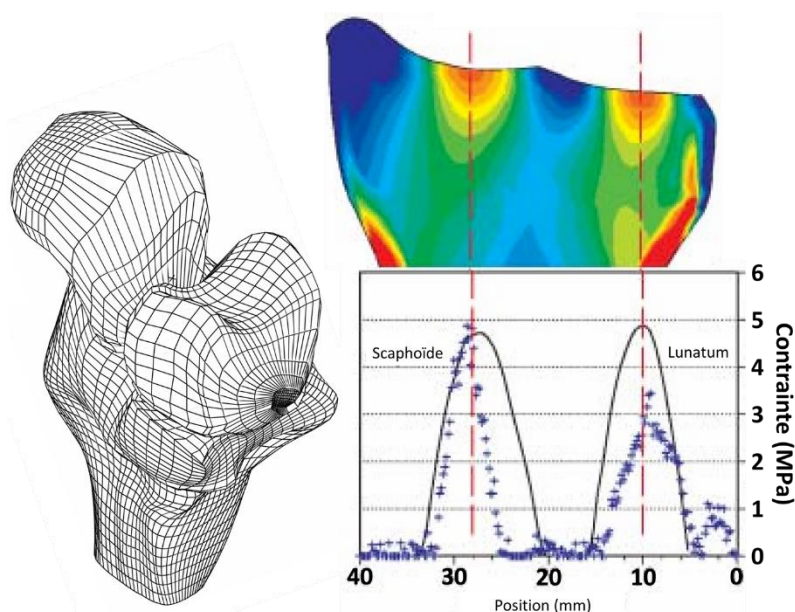


Figure I-C-3-4 : Modèle numérique de l'articulation radio-carpienne reproduisant un contact entre le radius et os du carpe (Anderson et al., 2005a)

Nous proposons quelques éléments de comparaisons pour ces points de contact (nommé centroïde), Figure I-C-3-5. Comme nous le constatons, les résultats de modèles numériques, en particulier lorsqu’il s’agit de mesurer et localiser des efforts est tout aussi pertinent que les autres modèles proposés voire que des essais. Il s’agit donc d’un outil très utilisé que nous devrons développer dans notre étude.

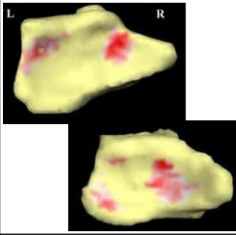
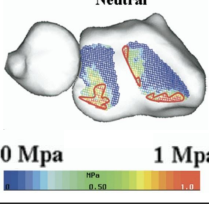
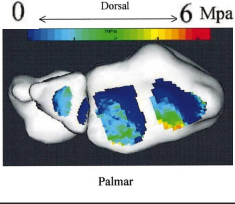
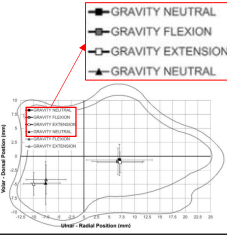
Auteur	Johnson, 2014	Majima, 2008	Genda et Horii, 2000	Padmore, 2021
Répartition des contraintes dans l'articulation au niveau du radius				
Type d'étude	Expérimentale (3 spécimens)	Numérique	Numérique	Expérimental (8 spécimens)
Nombre de centroïde	2 à 3	3	2	2

Figure I-C-3-5 : Répartition des contraintes dans l'articulation au niveau du radius (Johnson et al., 2014; Majima et al., 2008; Genda and Horii, 2000; Padmore et al., 2021)

4. Synthèse bibliographique des études expérimentales

Dans cette partie nous traiterons plus généralement des protocoles expérimentaux proposés pour l’étude des efforts dans l’articulation de poignet ou sur le radius. Une synthèse est proposée dans le Figure I-C-4-1 Cette synthèse bien que non exhaustive reste assez représentative des dispositifs présents dans la littérature pour le test des articulations radio-carpiennes. Du point de vue de la méthode, nous distinguons deux familles, les études sur modèle cadavérique ou celle sur modèle synthétique. Il est assez difficile de discuter de la pertinence d’un modèle par rapport à l’autre puisque les objectifs, méthodes et résultats sont différents.

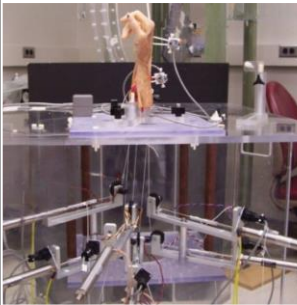
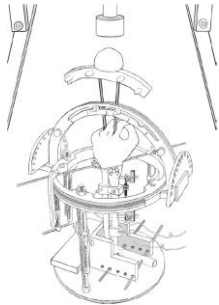
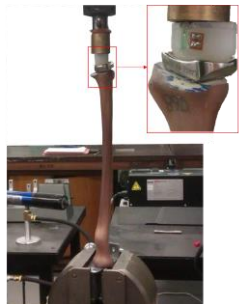
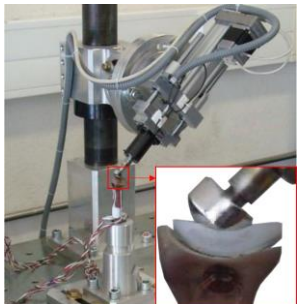
Mesure des mobilités, efforts musculaires, efforts articulaires	Mesure des déformations de l'os cortical	Mesure des mobilités	Mesure des efforts articulaires et répartition radius/ Ulna
Erhart et Al. 2012	Troy et Al. 2013	Hooke et Al. 2015	Bu et Al. 2006
			
Mesure des déformations de la prothèse	Comparaison du niveau d'effort dans poignet sain et opéré	Comparaison de l'effort à rupture pour différentes plaques	Comparaison de l'effort à rupture pour différentes plaques
Gislason et Al. 2016	Completo et Al. 2016	Sobky et Al. 2008	Willis et Al. 2006
			

Figure I-C-4-1 : Synthèse des dispositifs expérimentaux pour les essais relatifs à l'articulation radio-carpienne (Bu et al., 2006; Completo et al., 2017b; Erhart et al., 2012; Gislason et al., 2016; Hooke et al., 2015; Sobky et al., 2008; Troy et al., 2013; Willis et al., 2006)

Comparons cependant les travaux de Troy (Troy et al., 2013) à ceux de Completo (Completo et al., 2017b). Le premier travaille sur des os cadavériques, la force est appliquée par l'intermédiaire de la main. Dans la deuxième étude, des os synthétiques de chez Sawbones® sont utilisés. L'effort est transmis par l'intermédiaire d'un actionneur dont l'extrémité en contact avec le radius a une forme ovoïdale. Ces deux études s'intéressent au niveau de déformation de l'os cortical du radius. Des jauges de déformations sont positionnées à la surface de l'os, Figure I-C-4-2. Malgré ces différences notables, les valeurs de déformations au niveau du radius pour un chargement de 300N sont similaires, de l'ordre de 1000µε. L'évolution de cette valeur avant et après implantation est particulièrement intéressante puisqu'elle peut traduire d'un déchargement du radius dû à un transfert des efforts au travers de la prothèse (Completo et al., 2017b).

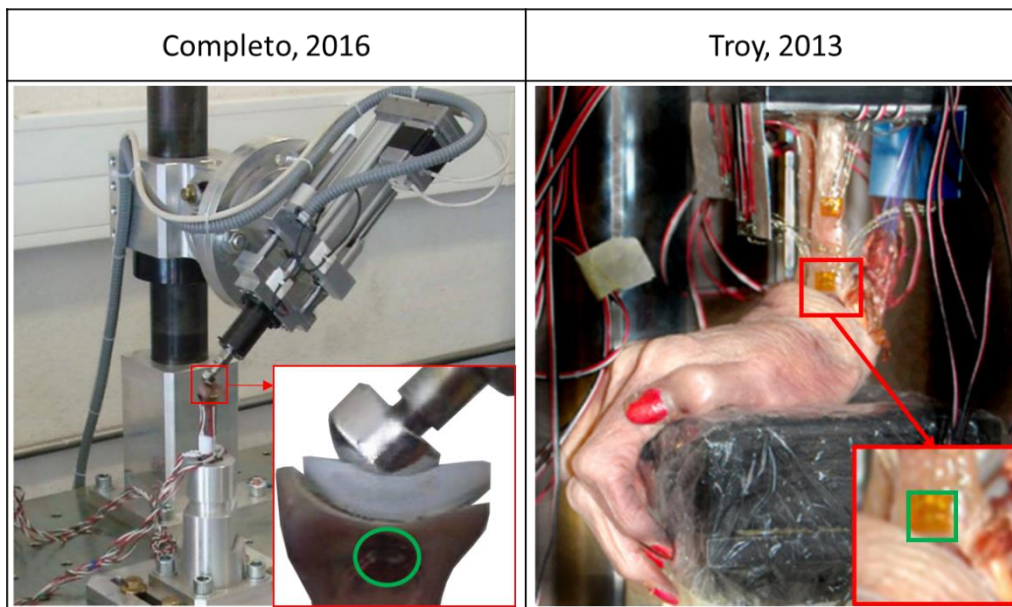


Figure I-C-4-2 : Comparaison d'essais mécaniques ; en vert, vue de détail montrant les jauges de déformation utilisées

De plus, il existe des montages permettant de charger la main et de tirer sur les muscles directement. Ces montages sont ceux qui permettent en théorie d'obtenir les valeurs de force dans le muscle, de mobilités et d'effort au niveau de l'articulation radio-carpienne les plus réalistes, Figure I-C-4-3. Cependant, si nous nous intéressons à l'étude expérimentale qui ne traite que de la transmission d'efforts de la main vers l'avant-bras (Bu, 2006; Troy, 2013) ou qu'aux mobilités de la main (Hooke, 2015), nous constatons que les muscles sont soit retirés soit « court-circuités » (en attachant les actionneurs directement sur les tendons distaux). Numériquement, le chargement mécanique est très généralement réduit à des efforts au niveau des os métacarpiens (Anderson et al., 2005b) ou carpiens (Anderson et al., 2005b). Avec ces méthodes, les efforts calculés ou mesurés au niveau de l'articulation radio-carpienne sont du même ordre de grandeur que les modèles conservant les muscles.

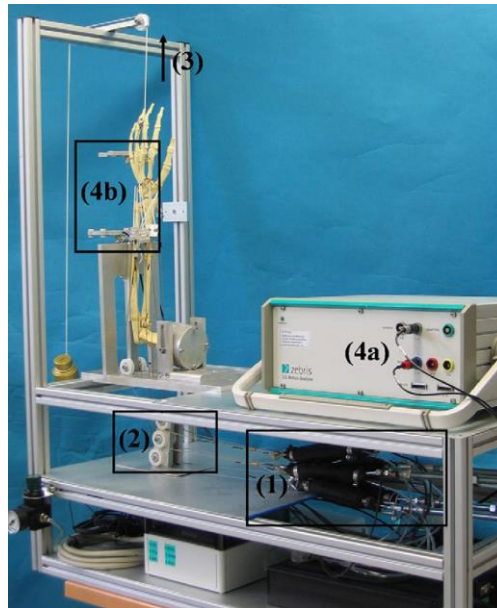


Figure I-C-4-3 : Dispositif permettant de mesurer la force au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de la main sous différents chargements (Erhart et al., 2012)

Finalement il ne semble pas utile de représenter le poignet dans toute sa complexité. Un modèle minimaliste avec le radius, le scaphoïde et lunatum semble suffire tant que l'effort qui y est appliqué permet effectivement de retrouver des contraintes au contact du radius cohérentes avec la littérature. De plus les études comparatives, qui ne s'intéressent qu'aux différences dues à la présence d'un implant, utilisent des os synthétiques. Il pourrait donc être intéressant de l'envisager pour notre étude. Par ailleurs, un modèle éléments finis devra être proposé. Il devrait permettre de valider les conditions aux limites en comparaison aux valeurs de la littérature. Il permettra également d'obtenir des valeurs de référence pour la déformation de l'os cortical et trabéculaire du radius. De plus, les déformations de la prothèse, en particulier au niveau de la tige, devrait permettre d'évaluer la fraction de la force appliquée qui passe par l'épiphyse distale et celle qui passe par le canal médullaire et l'épiphyse proximale.

D. Instrumentation

Nous avons maintenant une idée plus précise des grandeurs recherchées : La force au niveau du contact des os du carpe avec le radius, les déformations en particulier

sur l'os cortical du radius et les déformations de la prothèse. La prochaine partie traite de méthodes expérimentales permettant d'atteindre ces grandeurs.

1. Mesure de force de contact

La première valeur que nous chercherons à mesurer est la force dans l'articulation. En effet, si le chargement n'est pas réaliste, les déformations du radius ne le seront pas non plus. Nous proposons une synthèse des capteurs utilisés à cet effet dans la littérature est présentée Figure I-D-1-1.

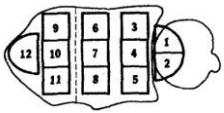
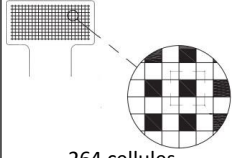
Désignation du capteur	Caoutchouc conducteur	Capteur capacitif	Film de Fuji	Capteur piézorésistif
Principe de fonctionnement	Feuille de caoutchouc chargée en particule conductrice. Lorsque la feuille est comprimée, les particules se rapprochent donc la conductivité augmente	Mesure la variation de capacité d'un condensateur dont le diélectrique est déformable	Film couvert de microsphères. Sous chargement, elles cassent et libèrent un colorant, plus la couleur est foncée plus la force appliquée l'a été	Circuit électrique dont la résistance change lors de l'application d'un effort
Avantages	Peu sensible à l'environnement (presque inerte chimiquement)	faible épaisseur et flexibilité, durable	Se conforme bien aux géométries	faible épaisseur et flexibilité, durable
Inconvénients	Peu stable, fort hystérésis	impact de la courbure du capteur non évalué	Mesure différée	impact de la courbure du capteur non évalué
Utilisation dans la littérature	Hara et Al. 1992	Rikli et Al. 2007	Patterson et Al. 1995	Erhart et Al. 2011
Illustration	 12 cellules	 38 cellules	 Millions de cellules	 264 cellules

Figure I-D-1-1 : Synthèse des capteurs utilisés pour l'évaluation des efforts dans l'articulation de poignet

L'ensemble des systèmes permettent de mesurer les efforts entre deux surfaces en contact ainsi que la surface de contact elle-même. La différence entre ces différents capteurs est le nombre de cellules de mesures sur la surface totale du capteur. Plus la surface du capteur sera discrétisée en cellules sensibles, plus la zone de contact pourra être mesurée précisément. Les capteurs de Fuji présentent le plus de cellules il est donc le capteur qui délimitera le mieux la zone sollicitée. Cependant, il ne permet pas une acquisition continue des valeurs de force au niveau des différents centroïdes. Seule la valeur de force la plus haute est mesurée puisque « imprimée » sur le capteur.

Nous opterons plutôt pour une solution type capteur piézoresistif que nous utilisons déjà (FlexiForce (Tekscam, Etats-Unis)). Pour la mesure de la surface de contact, nous proposons d'utiliser un film sensible à la pression que nous avons conçu. Cette combinaison de méthode a l'avantage de ne pas nécessiter l'achat de capteurs onéreux.

2. Technique de mesure des déformations par corrélation d'images numériques

a. Principe général

La corrélation d'images numériques est une technique de mesure sans contact permettant de caractériser les déformations d'un objet. Pour ce faire, une ou deux caméras sont généralement utilisées. Celles-ci sont orientées de manière à observer la surface dont nous souhaitons mesurer les déformations. La surface doit être au préalable préparée pour faciliter le calcul des déformations. L'objectif est de rendre la surface hétérogène afin de pouvoir détecter des groupes de pixels distincts qui pourront être suivis au cours de l'essai. Le principe général est expliqué Figure I-D-2-1.

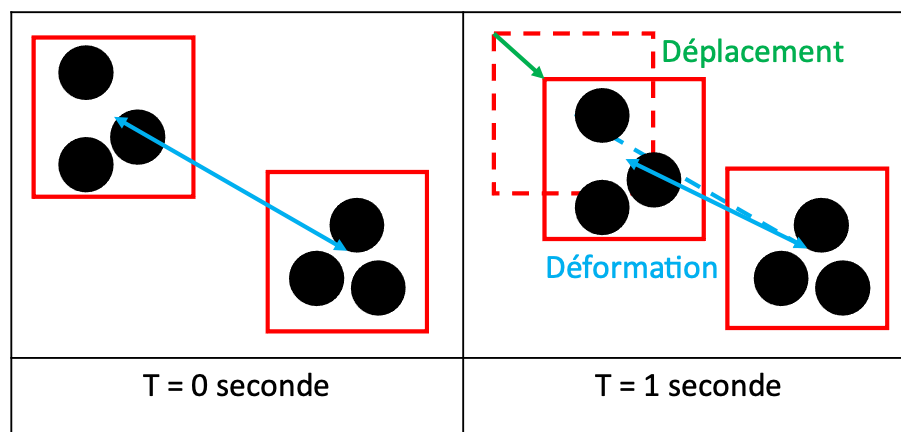


Figure I-D-2-1 : Principe général de la corrélation d'images numériques

A ce stade, il devient évident que plus la quantité de « points » pouvant être filmés est importante, plus la résolution du champ de déformation sera importante. Cette résolution est limitée par la taille de l'image des points au travers de la caméra. Ils

doivent avoir une dimension supérieure à 3 pixels (Schreier et al., 2009). En effet, en dessous, un point sera confondu avec du bruit de mesure (Reu et al., 2015). De plus, la répartition doit être aléatoire. Cela permet qu'un groupe de pixels ne soit pas confondu avec un autre en cas de déformation ou de déplacement trop important de l'échantillon (Palanca et al., 2016). Réaliser un mouchetis sur l'échantillon correspond au fait d'apposer ces points sur la surface d'étude. En fonction de la taille des points souhaitée, des techniques à base de papier transfert préalablement imprimés, de peinture en aérosol ou d'encre à l'aérographe peuvent être utilisées. La surface est généralement préparée avec une sous-couche fine blanche avant l'application des motifs noirs. Cela permet d'améliorer le contraste et donc de limiter le bruit de mesure (Freddi et al., 2015). La peinture utilisée doit avoir un rendu mat pour éviter les reflets qui pourraient dégrader la qualité de la mesure (Jones et al., 2018).

La corrélation d'images numériques peut être réalisée avec une caméra. Dans ce cas, il s'agira d'une corrélation d'images numériques 2D (2D-DIC), et si deux caméras sont utilisées pour observer la même surface alors il s'agira d'une corrélation d'images numériques 3D ou d'une stéréo-corrélation d'images numériques (3D-DIC). Comme la 2D-DIC n'utilise qu'une seule caméra, elle ne peut être utilisée que pour l'observation des déformations d'une surface plane. Comme illustré Figure I-D-2-2, les déformations hors plan ne sont pas visibles (ou partiellement) si nous ne disposons que d'un seul plan d'observation.

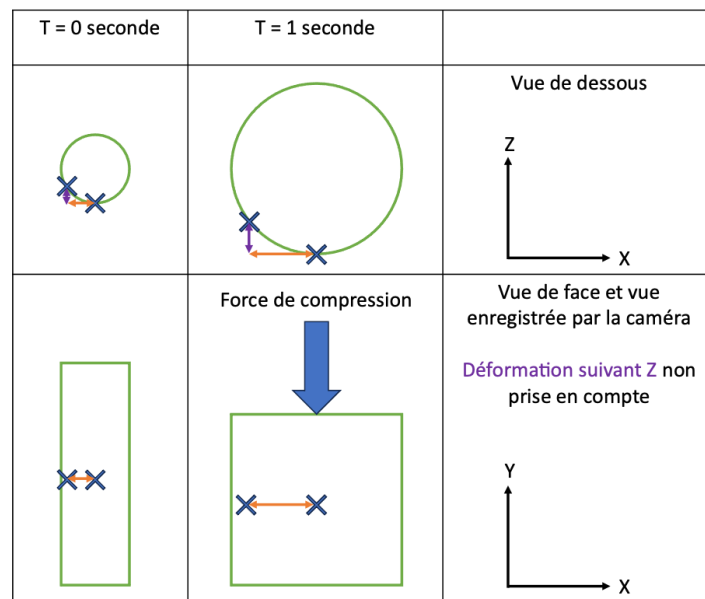


Figure I-D-2-2 : Problématique de la mesure d'une déformation sur une surface courbe, exemple de la compression d'un cylindre

La 3D-DIC permet, quant à elle, une mesure du champ de déformation 3D. En effet, comme la caméra regarde la même surface, mais avec un angle de vue différent, grâce à des relations trigonométriques, il est possible de recalculer les déformations dans les deux directions principales de la surface. La raison est que la présence d'une deuxième caméra permet d'observer la déformation suivant Z (hors plan). Cependant cette méthode nécessite une étape de calibration préalable. Celle-ci permet de localiser la position des caméras l'une par rapport à l'autre et par rapport à la surface d'observation. L'utilisation de la 3D-DIC est généralement recommandée même pour les surfaces planes parce qu'elle compense d'éventuels défauts de positionnement de la caméra (Jones et al., 2018).

Pour conclure brièvement sur la corrélation d'images numériques, elle présente plusieurs avantages tel que le fait de pouvoir opérer sans contact. Cela permet de mesurer un champ de déformation sans le perturber (Jones et al., 2018). Cette technique peut être utilisée pour presque tous les matériaux, y compris les matériaux biologiques (Rankin et al., 2017) comme l'os. Cette technique est d'autant plus avantageuse qu'il est compliqué de placer des capteurs de déformation standards comme des jauges sur des matériaux biologiques (Palanca et al., 2016). De plus, avec un montage, il est possible de mesurer des échantillons de diverses dimensions. Il suffit de modifier la distance entre les caméras et l'échantillon et de faire la mise au

point. La sensibilité en sera toutefois affectée. Il est donc nécessaire de trouver le meilleur compromis entre dimension de l'étendue de mesure et précision recherchée.

b. Description du montage

Le montage se compose de plusieurs éléments, Figure I-D-2-1 : un support, des caméras avec objectifs, des lumières. Le support doit permettre le positionnement de deux caméras ainsi que de la lumière. Cette dernière doit se situer derrière la caméra afin que la chaleur générée ne vienne pas perturber l'acquisition des caméras. Le montage doit disposer de plusieurs degrés de liberté pour permettre le bon positionnement et la bonne orientation des caméras (Jones et al., 2018).

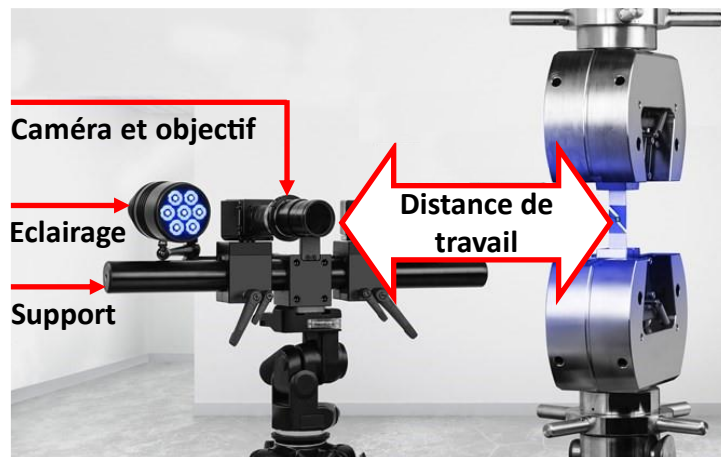


Figure I-D-2-1 : Montage de stéréo-corrélation d'images numériques, système Aramis (ZEISS GOM Metrology, Allemagne)

La distance entre la caméra et l'objet d'étude (WD : Working Distance en mm) doit, d'une part, être réglée de manière à garantir que la surface d'étude se localise principalement dans le plan focal de la lentille, garantissant ainsi la netteté de l'image. D'autre part, la largeur de champ (HFOV en mm) doit être suffisante pour que l'ensemble de la zone d'étude soit visible sur l'image acquise. Ces deux grandeurs dépendent des paramètres du montage lentille – caméra, Figure I-D-2-2. Il s'agit de la distance focale (f en mm) et de la largeur du capteur (h en mm : Sensor Horizontal). Ces grandeurs sont liées par la relation suivante :

$$f = \frac{h * WD}{FOVH} \quad (1)$$

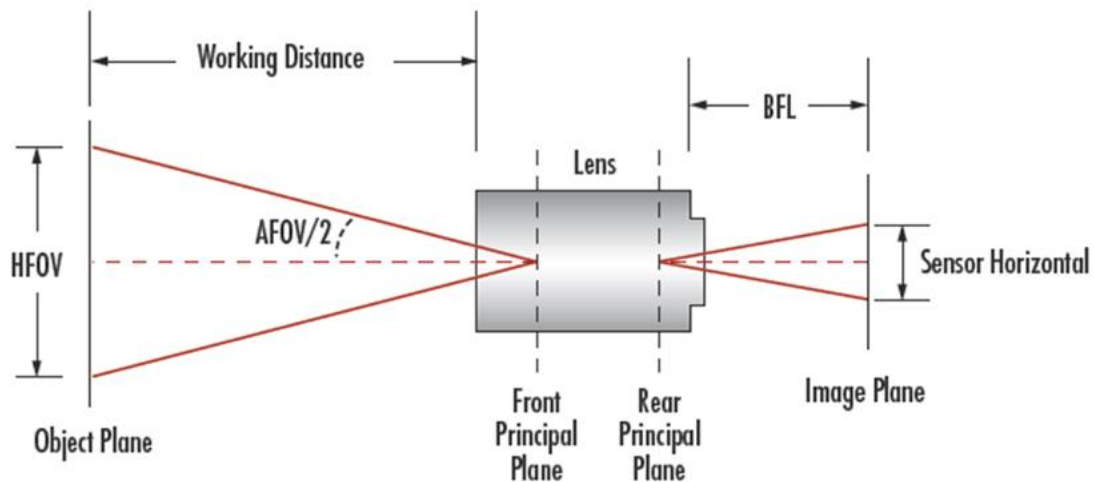


Figure I-D-2-2 : Représentation schématique des grandeurs caractéristiques d'une lentille [Edmund Optics]

Le deuxième paramètre qui doit être réglé concerne l'orientation relative des caméras. L'angle doit être entre 15 et 35 degrés. Il n'existe pas de règle absolue pour le choix de cet angle, seulement des recommandations basées sur la pratique. Nous choisissons généralement un angle d'environ 35 degrés si la distance focale est de 8 à 12 mm. Si la distance focale est supérieur à 35 mm, nous préférons un angle plus petit, de l'ordre de 15° (Jones et al., 2018).

Pour la lumière, la luminosité doit être constante tout au long de l'expérimentation. Elle doit être uniforme et suffisante pour assurer un bon contraste entre le fond blanc et le mouchetis noir. Concernant la lumière elle-même, dans la majorité des cas, un simple spot LED est suffisant. Dans le cas où les surfaces sont nécessairement réfléchissantes, comme pour les échantillons biologiques qui doivent rester hydratés, l'utilisation de lumières et filtres polarisés peut être nécessaire (Baldoni et al., 2016). Pour certains types d'essais, tels que les essais de fatigue, il peut être nécessaire d'avoir des lumières dont la fréquence est réglable. Par ailleurs, n'importe quelle longueur d'onde peut être utilisée pour éclairer la surface d'intérêt sans que cela ne crée d'interférences (Jones et al., 2018).

Concernant le réglage des caméras, le temps d'exposition et la fréquence d'acquisition des images sont les deux paramètres les plus importants. Ces deux paramètres

doivent être les-mêmes entre les deux caméras. Le premier est relatif au temps (généralement en micro seconde) que la caméra met pour acquérir une image. Le deuxième est inversement proportionnel au temps entre deux images (généralement en Hz). Plus le temps d'exposition est faible, plus les images acquises seront nettes, puisque plus ce temps est faible, moins la surface d'intérêt n'aura le temps de se déformer. Il existe deux limites, la première est la fréquence de scintillement de la lumière utilisée. La deuxième limite est la quantité de lumière qui éclairera le capteur de la caméra. Cela se traduit par des images dont la luminosité est soit insuffisante, soit variable. Concernant la fréquence d'acquisition, elle doit être choisie suffisamment grande pour que le temps entre deux images soit faible et que la déformation de la surface d'une surface d'une image à l'autre soit faible. La principale limite est la quantité de données que cela génère et la capacité de la caméra (Jones et al., 2018).

Une fois tous ces paramètres réglés, nous devons procéder à la calibration de notre système de stéréo-corrélation d'image numérique. Pendant cette étape, les caméras film une surface rigide dont on connaît les dimensions. Des algorithmes sont alors capables de déterminer la position relative des caméras et de corriger la distorsion dues aux lentilles des caméras.

c. Les logiciels de stéréo-corrélation d'images numériques

Pour cette partie, la description est basée sur deux logiciels parmi les plus utilisés pour la corrélation d'images, DICE et Gom Correlate. Le logiciel VIC 3D partage lui aussi ce fonctionnement général, mais n'a pas été testé.

Etape 1 : Identifier des points

Quel que soit le logiciel, la première étape consiste à identifier des points sur les surfaces d'intérêt. Pour cela l'image de la surface d'intérêt, au travers de l'une des caméras, est divisée en surfaces élémentaires carrées. Leur dimension est définie par l'utilisateur en nombre de pixels. Ces petites surfaces sont appelées « subset ». Leur centre correspond au point qui sera suivi. La distance entre chacun des points est définie par un pas en pixel. Il est généralement inférieur à la dimension du subset. Il n'existe pas de règle absolue pour le choix de ces dimensions. Il est généralement recommandé d'utiliser une taille de subset suffisamment grande pour inclure au moins

trois points du mouchetis. Concernant le pas entre les petites surfaces, le fournisseur du logiciel Gom Correlate propose par défaut un pas de 2/3 de la dimension du subset.

Etape 2 : Localiser les points dans l'espace

A ce stade, nous ne nous intéressons qu'à un point de la surface d'intérêt projeté dans le repère de chacune des caméras. Nous sommes dans la configuration présentée sur la Figure I-D-2-3. Si les coordonnées du point P sont parfaitement connues sur la surface S1 sur laquelle le découpage a été réalisé, ce n'est pas le cas sur la surface S2. En effet, il faut effectuer des opérations de changement de repère pour retrouver les coordonnées de P sur le plan S2. Pour cela il faut faire appel à des notions de géométrie qui sont détaillées dans la littérature (Turner, 2017).

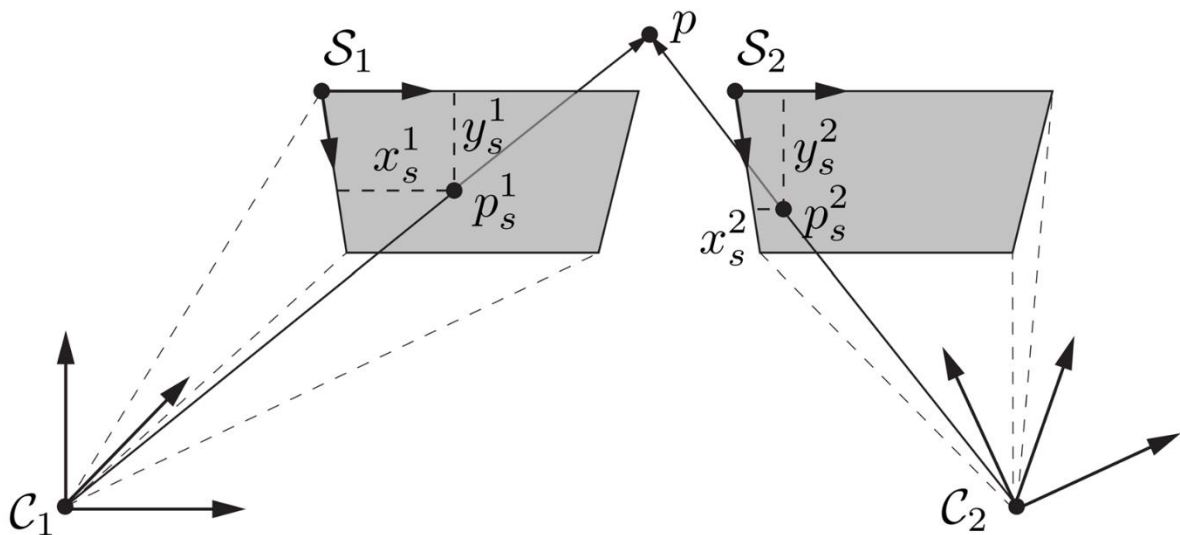


Figure I-D-2-3 : Projection du point P dans les repères des deux caméras (Turner, 2017)

Pour calculer la matrice de changement de base de la caméra 1 vers la caméra 2, de nombreuses données détaillées Figure I-D-2-4 sont nécessaires. Des paramètres intrinsèques aux caméras et extrinsèques, liés au montage doivent être déterminés.

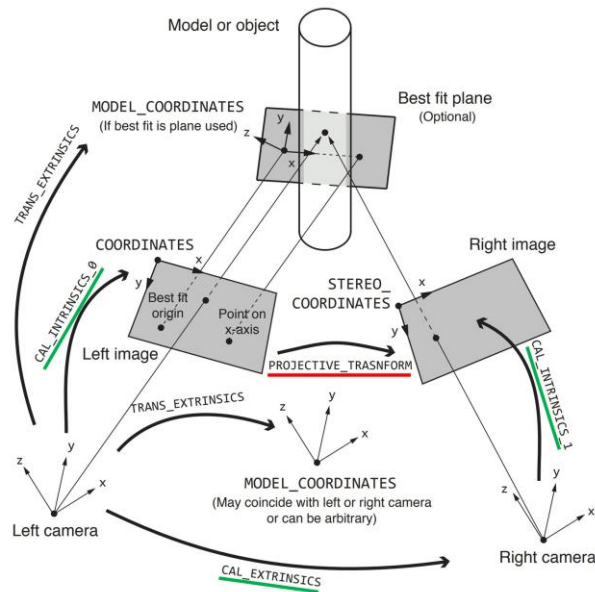


Figure I-D-2-4 : Paramètres (en vert) nécessaires au calcul de la matrice de changement de base (en rouge) de la caméra gauche vers la caméra droite (Turner, 2017)

Si les paramètres extrinsèques peuvent être mesurés (comme l'angle entre les caméras), ils sont calculés comme pour les paramètres intrinsèques grâce à une procédure de calibration. Celle-ci consiste à acquérir des images d'un objet de calibration dont le motif du mouchetis est connu par le logiciel, Figure I-D-2-5.

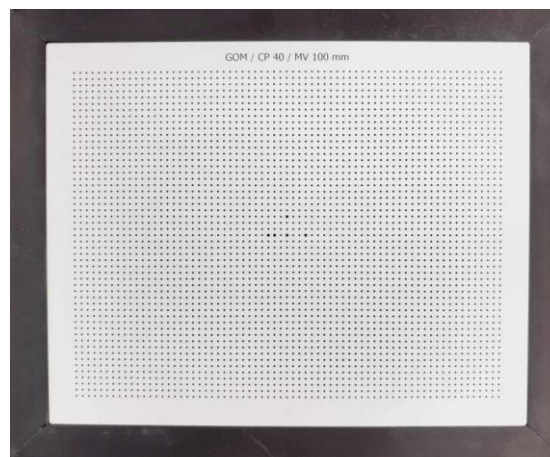


Figure I-D-2-5 : Objet de calibration fourni avec le logiciel Gom Correlate

Etape 3 : Suivre les points au cours du temps

A cette étape, la position initiale de l'ensemble des points de la surface d'étude est connue. Il faut alors suivre le déplacement de ces points au cours du temps. Pour cela les logiciels demandent une série d'images pour la caméra droite et gauche. Les images doivent être capturées avec la même fréquence d'acquisition et commencer/finir au même instant. Comme les caméras sont immobiles, il est possible que certains points ne soient plus visibles pour celles-ci au cours de l'essai, si le déplacement de la surface d'intérêt est très important.

Si nous nous intéressons maintenant à un point spécifique, l'objectif est de pouvoir le suivre au cours du temps. Pour cela, il faut être capable de le repositionner, donc de l'identifier d'une image à une autre. De nombreux algorithmes sont développés à cet effet. L'objectif est toujours de construire une « signature » du subset et de la rechercher d'une image à la suivante. Certains de ces algorithmes se basent sur les niveaux de gris présents dans le subset, comme présentés Figure I-D-2-6.

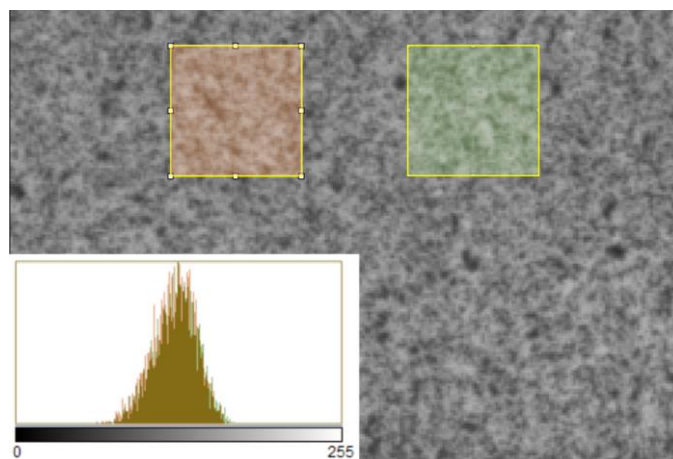


Figure I-D-2-6 : Diagramme représentant les niveaux de gris présents dans deux subsets

Les programmes plus élaborés utilisent des algorithmes plus complexes qui comparent directement les formes présentes dans le subset avec celles présentes sur la surface de l'image suivante. Ils recherchent ensuite la forme la plus proche et en déduisent le nouveau subset. Il est donc évident que plus le déplacement/ la déformation est important(e) d'une image à l'autre, plus le risque qu'un subset soit confondu avec un autre est grand. Plus de détails sur ces algorithmes sont disponibles dans la littérature (Schreier et al., 2009)

Etape 4 : Calculer les déformations

A ce stade nous supposons que la position de tous les points est connue tout au long de l'essai. Nous considérons alors un ensemble de points au voisinage du point d'intérêt. Dans l'exemple Figure I-D-2-7, nous constatons 6 voisins mais la taille du voisinage peut être ajustée. A l'aide de fonctions polynomiales et de filtres permettant de réduire le bruit de mesure, la déformation globale est calculée (Turner, 2018).

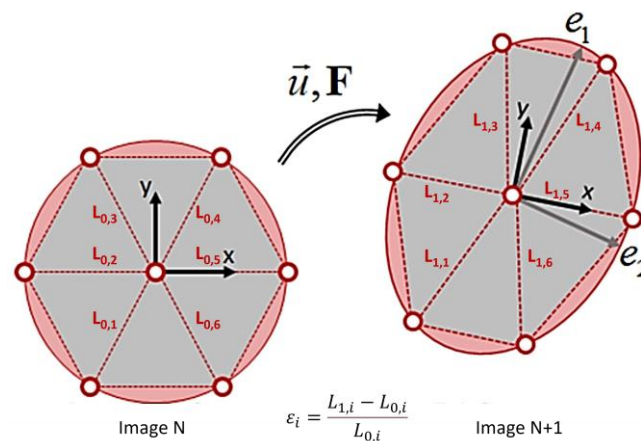


Figure I-D-2-7 : Calcul des déformations

Etape 5 : Visualiser les champs de déformation

Finalement, une valeur de déformation est affectée à chaque point. Cette valeur est associée à une couleur (généralement celle de l'arc en ciel), un algorithme d'interpolation a la charge d'afficher un champ continu.

3. Enfouissement de capteurs de déformation

a. Contexte

Afin de déterminer la force transmise à l'épiphyse distale du radius, nous souhaitons mesurer la force qui passe dans la tige de la prothèse. En le soustrayant à la force appliquée, nous devrions obtenir une estimation de la force que nous recherchons, Figure I-D-3-1. Cette mesure peut être réalisée hors du corps sur un simulateur expérimental, mais pourrait aussi dans le futur être réalisée in situ (prothèse implantée

sur le patient). Pour rendre cela possible un jour, nous proposons d'étudier la faisabilité de l'enfouissement d'un capteur sur une pièce métallique.

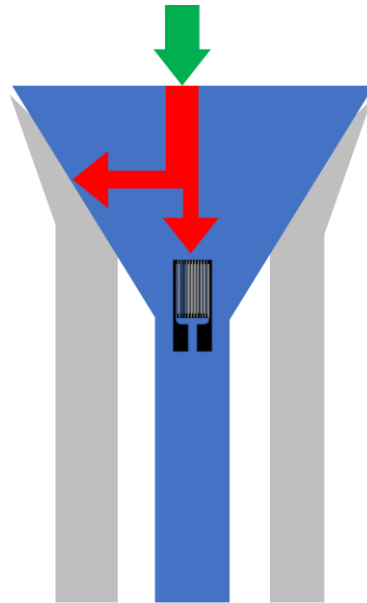


Figure I-D-3-1 : Représentation schématique de la transmission d'effort (en rouge) dans une prothèse (en bleu) en appui dans l'os cortical (en gris), soumise à un effort de compression (en vert) et instrumentée (jauge en noire), canal médullaire (en blanc)

La grandeur physique qui nous intéresse est la force. La forme de la prothèse étant connue, nous pourrions envisager de nous en servir comme d'un corps d'épreuve. En d'autres termes, en mesurant la déformation d'une pièce dont nous connaissons la géométrie, nous devrions être capables de déterminer la force appliquée. Cette mesure est bien plus commune que la mesure de force. Certains auteurs ont même réussi à positionner des jauges de déformation dans une prothèse, Figure I-D-3-2. La méthode mise en place pour cet essai n'est malheureusement pas transposable à la prothèse de poignet. En effet, son volume est bien plus petit. Nous préférons orienter notre travail sur le procédé d'enfouissement qui permet de noyer le capteur dans la matière et donc, en théorie, de conserver la même résistance aux efforts.

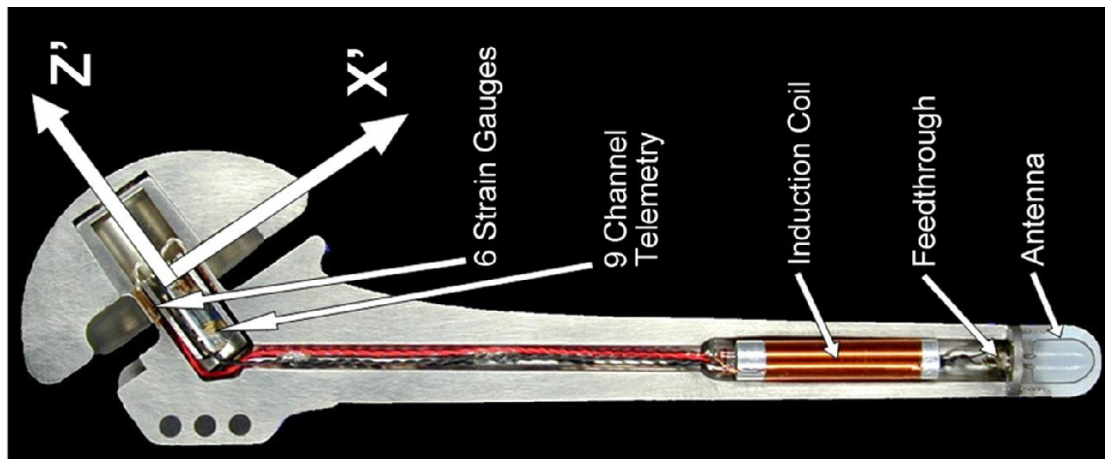


Figure I-D-3-2 : Prothèse d'épaule instrumentée (Bergmann et al., 2007)

Le niveau de déformation mesuré sur d'autres modèles de prothèse (Universal 2) est de l'ordre de plusieurs milliers de microdéformations pour la partie en polyéthylène et d'une centaine de microdéformations pour la partie métallique, Figure I-D-3-3. En conséquence, les jauges résistives traditionnellement utilisées pour la mesure des déformations ne représentent pas un moyen de mesure satisfaisant pour l'application finale. Les réseaux de Bragg sur fibre optique, bien que présentant une complexité plus importante de mise en place, est une alternative intéressante. Ce capteur a d'ailleurs déjà été mis en place dans ce contexte, dans l'étude de Gislason (Gislason et al., 2016).



Figure I-D-3-3 : Instrumentation d'une prothèse de poignet par jauge de déformation et réseau à fibre de Bragg (Gislason et al., 2016)

b. Principe général

L'implantation/ enfouissement consiste à positionner un élément à l'intérieur d'une structure. Dans notre cas, il s'agira d'un capteur de déformation. Le principe est souvent le même, on part d'une pièce partielle (fabriquée par technologie additive ou soustractive) dans laquelle une cavité est présente. Un élément à implanter est positionné dans la cavité. Un bouclier peut être positionné sur cet élément afin de fermer la cavité et de le protéger de la température atteinte lors du dépôt du métal en fusion. Enfin la fabrication de la pièce est achevée grâce à une technique de fabrication additive. Cela a pour effet de sceller le capteur à l'intérieur de la pièce. Un exemple est présenté en Figure I-D-3-4.

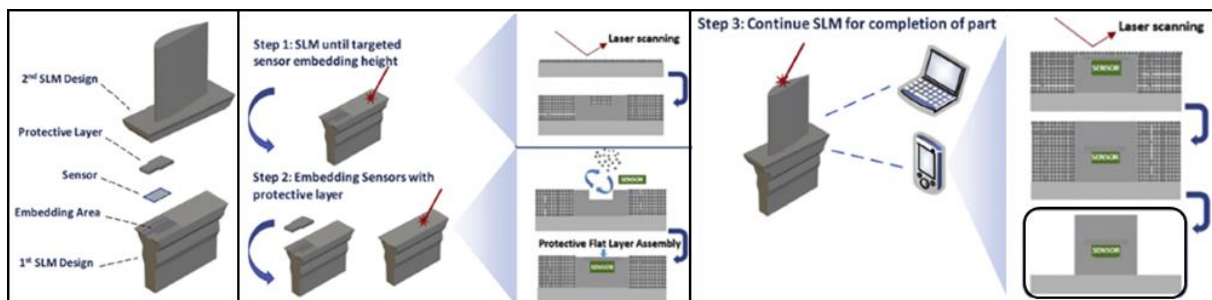


Figure I-D-3-4 : Principe de l'enfouissement de capteur (Jung et al., 2020)

Si la pièce fabriquée est en polymère, les températures mises en jeu lors de la fabrication de la deuxième partie de la pièce seront bien plus faibles que si la pièce est fabriquée en métal. En effet, la température de fusion des polymères est généralement comprise entre 150 et 300°C, alors que celle des métaux (en particulier INOX et Titane) sont de 1400 à 1700°C. De ce fait, l'utilisation d'un bouclier thermique sera souvent nécessaire pour éviter la destruction de l'élément à enfouir si la pièce est métallique. Même avec ce bouclier, les capteurs choisis doivent être capable de résister à de hautes températures (700°C) (Lerner et al., 2022a).

Plusieurs études mettent en place cette méthodologie (Saheb and Mekid, 2015). Les éléments enfouis sont généralement des capteurs de température ou de déformation. Sur ce principe, des enfouissements ont, par exemple, déjà été réalisés à ICube dans des céramiques d'alumine sur aluminium par projection thermique (Duo et al., 2015;

Yi et al., 2016), ou dans du métal par méthode SLM (Havermann et al., 2015; Jung et al., 2020; Lerner et al., 2022b) ou en utilisant une méthode ultrasonique pour le recouvrement du capteur (Bournias-Varotsis et al., 2019; Hyer et al., 2022). Nous pouvons aussi citer l'enfouissement d'une fibre recouverte de capillaires conducteurs (Cu ou Ni) dans de l'étain/ acier grâce à une électrode en Tungstène (T. Grandal, S. Fraga, J.A. Vazquez, A. Zornoza, 2016), ou l'enfouissement de céramique piézoélectrique via Electron Beam Additive Manufacturing pour la mesure de contrainte (Hossain et al., 2016). La température maximale tolérée par les différents capteurs possibles se trouve généralement entre 100 et 600°C. De ces études ressortent plusieurs défis pour l'utilisation du procédé pour des pièces métalliques fonctionnelles :

- Garantir que l'élément à inclure ne sera pas détruit par la chaleur : nécessité d'étudier la dimension du bouclier thermique, Figure I-D-3-5.

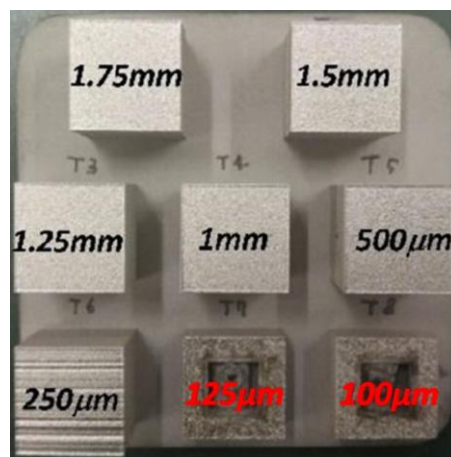


Figure I-D-3-5 : Etude paramétrique sur l'épaisseur d'un bouclier thermique en SLM permettant de ne pas détruire le capteur enfoui (Jung et al., 2020)

- Garantir l'intégrité des propriétés mécaniques de la structure finale. Il est, en particulier, important de limiter les problèmes de discontinuité dans la matière qui fragiliseraient la pièce, Figure I-D-3-6.

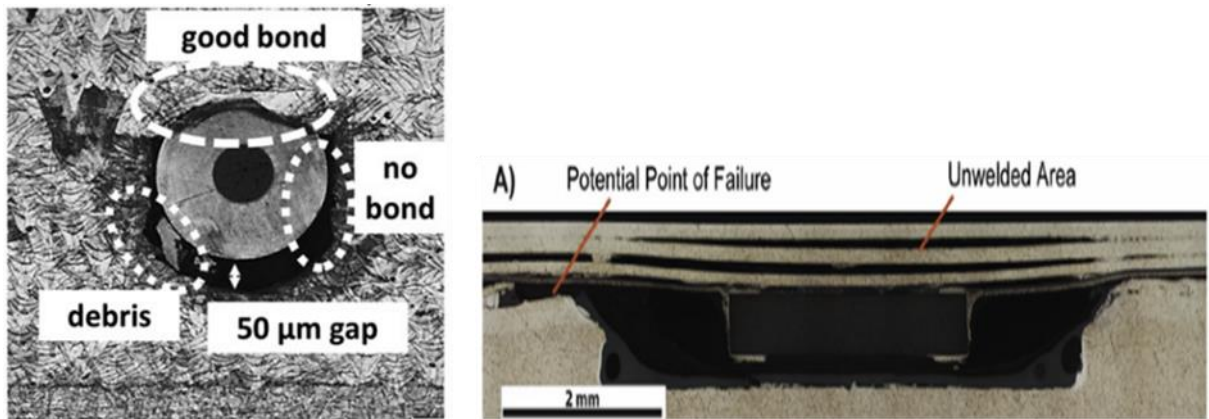


Figure I-D-3-6 : Coupe métallographique de deux enfouissements réalisés grâce à des procédés de fabrication additive différents, SLM à gauche (Havermann et al., 2015) et ultrasonique AM (laminage de plaque) à droite (Bournias-Varotsis et al., 2019)

E. Fabrication additive

Afin de réaliser l'enfouissement de capteur et aussi dans l'hypothèse de réaliser nos propres modèles d'os synthétique en impression 3D, nous proposons une rapide revue de la littérature à ce sujet.

1. Fabrication additive polymère

a. Généralités

Les procédés de fabrication additive peuvent être classifiés suivant les critères tels que la méthode d'obtention du produit, la source d'énergie, le type de matériau utilisé (Saleh Alghamdi et al., 2021). Nous choisissons d'utiliser ce dernier critère de classification, Figure I-E-1-1.

Fabrication additive polymère		
Matériau massif	Lit de poudre	Bain liquide
FDM : Dépôt de fil fondu	SLM : Fusion sélective par laser	SLS : Stéréolithographie

Figure I-E-1-1 : Principale technique de fabrication additive polymère

Dépôt de fil fondu : Il s'agit de la technique d'impression 3D la plus répandue, car la moins coûteuse. Elle utilise un filament de polymère thermoplastique (ABS, PLA, PETG, etc...) entraîné vers une buse chauffée. Le filament est alors extrudé en un filament de plus petit diamètre et déposé couche par couche sur un plateau pour générer la forme souhaitée, Figure I-E-1-2. La majorité des imprimantes permettent une épaisseur de couche minimale de 0,1 mm.

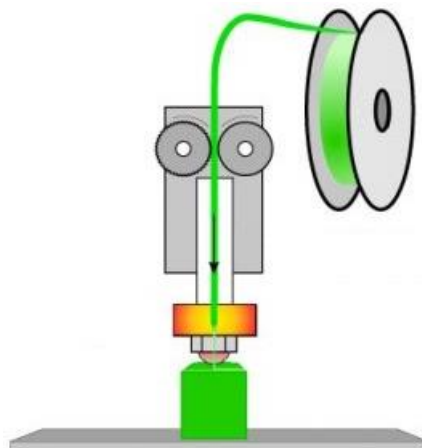


Figure I-E-1-2 : Principe de fonctionnement du procédé FDM (Popescu et al., 2018)

Fusion sélective par laser : Cette technique utilise un polymère sous forme de poudre. Initialement le plateau d'impression est vide. La première étape consiste à déposer à l'aide d'un rouleau une fine couche de poudre de polymère. Un laser vient alors échauffer les zones que nous souhaitons rendre solides. Ensuite, le plateau d'impression descend de l'épaisseur de la couche qui a précédemment été déposée. Le rouleau vient appliquer une nouvelle couche de poudre. Le laser fusionne de nouveau les zones d'intérêt. En répétant ces opérations, nous obtenons finalement un solide, Figure I-E-1-3. Cette technique permet d'obtenir des pièces de grande

précision. Plus les grains sont petits et plus les couches peuvent-être fines, parfois de quelques dizaines de microns seulement.

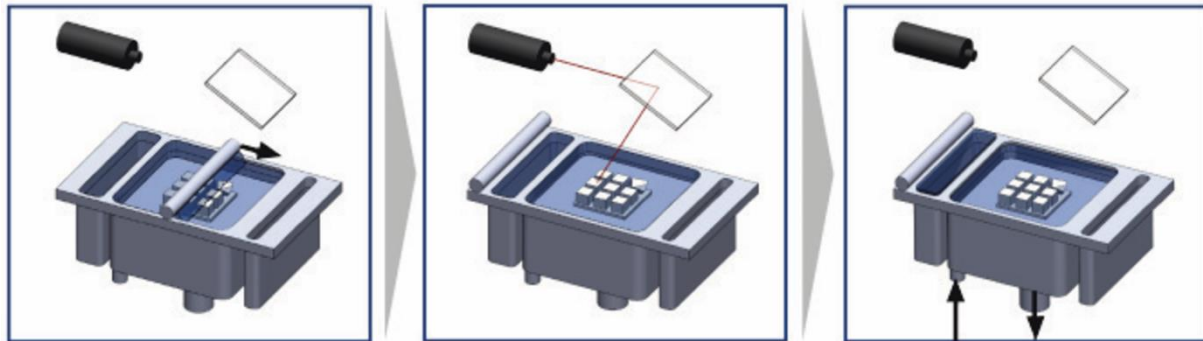


Figure I-E-1-3 : Principe de fonctionnement du procédé SLM (Wudy et al., 2014)

Stéréolithographie : Il s'agit du premier procédé d'impression 3D industrialisé. Il se base sur la solidification d'une résine par photopolymérisation. Le principe est globalement le même que la fusion sélective par laser, l'avantage de la résine liquide est que lorsque le plateau descend, la résine recouvre directement la couche précédente, Figure I-E-1-4. Il n'y a donc pas besoin d'un rouleau. Les résolutions pouvant être atteintes peuvent également être très importantes. Les machines tout public proposent des hauteurs de couche de 50 microns. Ce procédé nécessite cependant un post-traitement. Généralement, un nettoyage à l'alcool et un durcissement aux UV est requis. Cela en fait un procédé moins grand public que le procédé de dépôt de fil fondu.

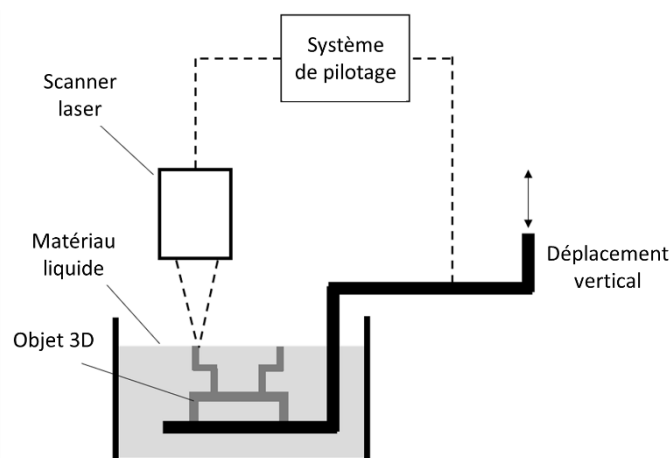


Figure I-E-1-4 : Principe de la stéréolithographie par Hull (Huang et al., 2020)

b. Procédé FDM

Nous disposons au laboratoire d'une imprimante Zortrax M200 plus, Figure I-E-1-5. Il s'agit d'une imprimante 3D basée sur le principe de dépôt de fil fondu. Nous allons donc étudier les principaux paramètres qui peuvent influencer sur la qualité des pièces produites.



Figure I-E-1-5 : Imprimante Zortrax M200 plus

Lorsque l'on parle de qualité des pièces produites, en particulier pour les applications en biomécanique, on parle avant tout des propriétés mécaniques des matériaux produits. De très nombreuses études portent sur l'influence de certains paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques (Popescu et al., 2018). Ils se divisent en trois catégories : les paramètres de préparation de l'impression (épaisseur de couche, diamètre de buse, matériau, etc...), l'orientation de la pièce sur le plateau d'impression et les conditions de température, Figure I-E-1-6.

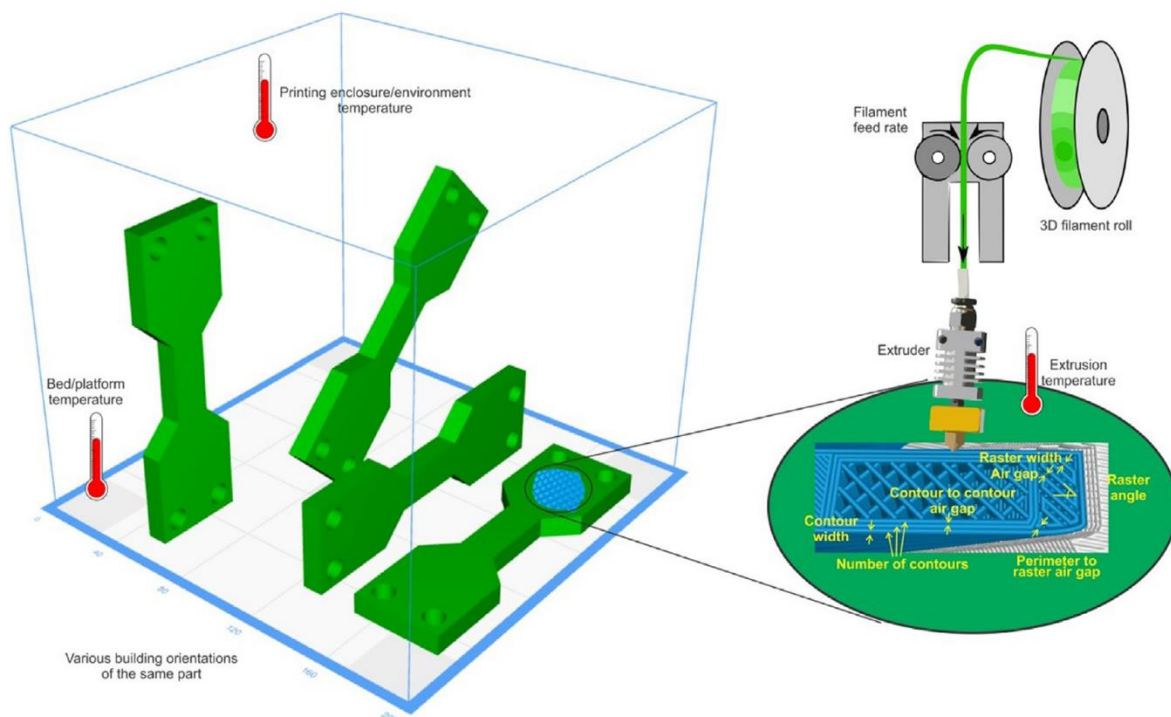


Figure I-E-1-6 : Principaux paramètres d'impression influant sur la qualité des pièces produites (Popescu et al., 2018)

Comme nous le constatons, de très nombreux paramètres influent sur les propriétés mécaniques des pièces produites. De plus, il ne semble pas exister de standard pour le choix de ces paramètres. Il existe des études portant sur la caractérisation mécanique des matériaux produits avec une imprimante M200 plus (Khabia and Jain, 2020; Mizera et al., 2018). Le problème est qu'il ne donne pas tous les détails quant au choix des paramètres d'impression. Il est donc difficile de supposer que les propriétés des pièces que nous produirons auront les propriétés mécaniques données dans ces articles. Une fois les paramètres d'impression spécifiés pour notre usage, il serait préférable de caractériser le matériau.

2. Fabrication additive métallique et enfouissement de capteurs

a. Généralités

La fabrication additive métallique est de plus en plus utilisée dans l'industrie. Initialement réservée au rechargement de pièces pour prolonger leur durée de vie, elle

est aujourd'hui un procédé de fabrication à part entière, particulièrement utilisé pour le prototypage mais pas seulement (Barlier and Bernard, 2020). Cette technique permet entre autres de construire des pièces qui ne pourraient pas être fabriquées par les techniques classiques (fraisage, moulage, ...), et des structures complexes optimisées en charge ou en masse comme les structures lattices, Figure I-E-1-3. Elle utilise généralement considérablement moins de matière que les méthodes soustractives comme le fraisage.

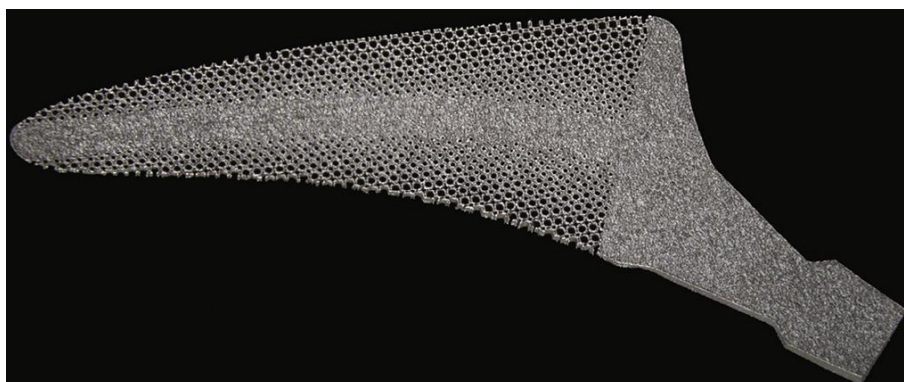


Figure I-E-2-1 : Implant fémoral de prothèse de hanche fabriquée en métal par méthode additive (Garner et al., 2019)

On distingue les procédés avec fusion complète de la matière et ceux avec fusion partielle ou sans fusion. Les techniques par fusion se déclinent en 3 grandes familles : la fabrication sur lit de poudre souvent nommée SLM (Selective Laser Melting), la fabrication à base de fil ou FDM (Fused Deposition Modeling) et enfin la fabrication à base de poudre projetée, Figure I-E-2-2. Notre partenaire IREPA LASER est spécialiste des deux dernières.

Fabrication additive métallique				
Avec fusion du matériau			Sans fusion du matériau	
Lit de poudre	Fil	Poudre projetée	Lit de poudre	Empilement de couche
SLM (selective laser melting)	FDM (fused deposition modeling)	CLAD® (construction laser additive direct)	SLS (selective laser sintering)	Sheet lamination

Figure I-E-2-2 : Synthèse des principaux procédés de fabrication additive métallique (Molitch-Hou, 2018)

Ces différents procédés sont complémentaires : les procédés lit de poudre sont principalement réservés aux pièces de petites dimensions du fait de leur faible vitesse de dépôt (1g/min) du petit volume de fabrication (limité par la surface plateau et la hauteur du bac de poudre), généralement largement inférieur au mètre. La résolution pouvant être atteinte par ces machines est de l'ordre de dizaines de microns. Celle-ci est conditionnée par la taille des grains des poudres métalliques utilisées pour la fabrication. La fraction de la poudre utilisée dans le procédé qui sert à la fabrication de la pièce est proportionnelle au volume de la pièce sur le volume de travail (hauteur de la pièce x surface du plateau). Généralement, cette fraction ne dépasse pas les 50%. Dans le cas où le métal utilisé coûte cher, cela peut représenter un frein à son utilisation. C'est un procédé qui est donc utilisé pour les petites pièces à grande valeur ajoutée.

Inversement, les procédés utilisant du fil sont beaucoup plus adaptés pour des pièces de grande dimension (de l'ordre du mètre). Les vitesses de dépôt atteignent plusieurs centaines de g/min mais en contrepartie les épaisseurs de couche sont beaucoup plus importantes, jusque 3 mm.

Le procédé qui va nous intéresser est le CLAD-DED® (Construction Laser Additive Directe – Direct Energy Deposition). C'est un procédé intermédiaire qui a l'avantage de permettre la fabrication de pièces de petite dimension (centimètre) avec une hauteur de couche d'environ 0,85 mm, à une vitesse de dépôt importante (15 g/min) (Szost et al., 2016).

b. Procédé CLAD-DED®

Basé sur le développement d'une buse, Figure I-E-2-3, permettant d'avoir le faisceau de poudre et de laser coaxiaux, le procédé CLAD-DED® permet au faisceau à la fois d'irradier l'ensemble des particules projetées et de réaliser un bain de fusion en surface de la pièce. Ainsi, 90% de la matière consommée sert à la fabrication (Montavon, 1995).

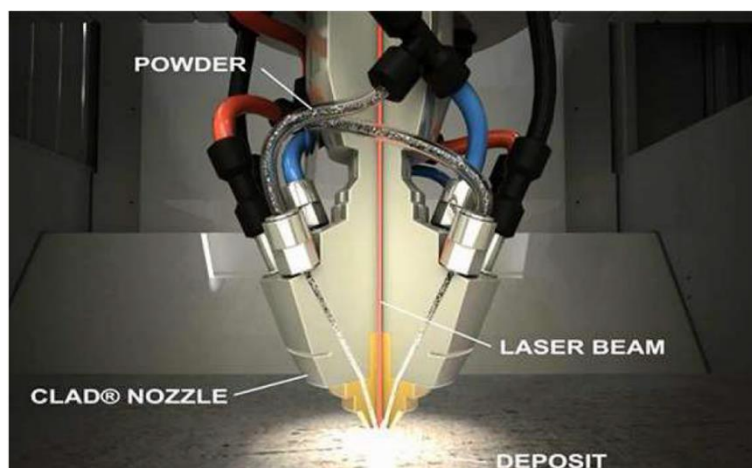


Figure I-E-2-3 : Buse brevetée pour le procédé CLAD® (Montavon, 1995)

En termes de consommation de ressources, malgré la consommation énergétique importante, ce procédé reste plus intéressant que des procédés conventionnels (usinage, moulage). En effet, comme peu de matière est gâchée, l'impact environnemental est plus faible pour le CLAD (Serres et al., 2011). L'intérêt du procédé est encore plus important lorsqu'il est associé à d'autres techniques en particulier dans notre cas avec l'enfouissement de capteur.

Les défis à venir pour l'impression 3D sont de produire des pièces plus grandes, plus rapidement, de meilleure qualité, plus simples, moins chères et avec plus de fonctionnalités, comme des pièces dans lesquelles un capteur serait implanté (Molitch-Hou, 2018). C'est ce dernier cas qui nous intéresse.

Dans notre travail, nous allons utiliser le procédé CLAD-DED de notre partenaire IREPA LASER, pour étudier la possibilité d'enfouir un capteur dans une pièce métallique sans le détruire, et cela dans la perspective de le faire directement dans le volume de la prothèse.

Nous étudierons donc l'influence de l'épaisseur du bouclier, ainsi que l'influence de la discontinuité de la matière lors de l'enfouissement pour valider l'utilisation de cette technique associée au procédé CLAD-DED®. Cette technique présente l'avantage de permettre d'enfouir le capteur sans pour autant que la pièce étudiée n'ait obligatoirement été fabriquée par fabrication additive. Des tests d'enfouissements de fibres optiques seront réalisés dans la perspective d'enfouir un capteur de déformation à réseau de Bragg. Dans ce contexte, nous proposons de concevoir des pièces simples à caractériser sur lesquels le procédé d'enfouissement pourra être mis en

place. Ces pièces sont des éprouvettes de traction. Nous pourrions ainsi quantifier l'influence du procédé sur les grandeurs, telles que la raideur de l'éprouvette, sa résistance mécanique et son allongement à la rupture. Si les écarts sont faibles, nous pourrions considérer que le procédé sera utilisable pour notre application.

II. Modélisation numérique de l'articulation radio-carpienne saine puis de l'articulation radio-carpienne opérée

A. Construction du maillage de l'articulation radio-carpienne

Dans ce chapitre, nous souhaitons mettre en place un modèle de simulation numérique éléments finis de l'articulation radio-carpienne avant et après opération. Ce modèle a plusieurs buts. D'abord et comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, il doit reproduire un chargement physiologique. Cela signifie que si nous étudions les efforts entre le radius avant implantation de la prothèse et le scaphoïde et le lunatum, ils devront être similaires à ceux reportés Figure I-C-3-5 et Figure I-A-1-9. De plus, les conditions aux limites devront être pensées pour pouvoir être reproduites expérimentalement ensuite. Enfin, notre modèle devra prendre en compte la spécificité de la prothèse Isoélastique Prosthelast utilisée. Contrairement aux autres types de prothèses, celle-ci est prolongée d'une tige flexible qui traverse le canal médullaire et vient en butée au niveau proximal du radius. Cela impose d'abord que nous simulions l'os en entier et pas seulement une partie comme c'est généralement le cas, Figure I-C-3-1. Ensuite, comme la diaphyse du radius présente une double courbure, la tige ne sera pas droite comme elle l'est initialement. Nous proposerons donc une méthode pour prendre en compte cette courbure. Ce modèle permettra par ailleurs d'analyser la transmission des efforts entre l'os et la prothèse par la mesure des déformations sur l'os et sur la prothèse à des positions spécifiques que nous définirons.

1. Protocole

Si de nombreuses géométries d'os sont disponibles sur des bases de données telles que BodyParts3D (Mitsuhashi et al., 2009), elles ne fournissent en général que la surface extérieure de l'os. Or, sa géométrie interne, en particulier l'épaisseur variable de l'os cortical le long de la diaphyse, modifie d'une part le positionnement de la tige

de notre prothèse et d'autre part le transfert de la charge le long de l'os. Signalons que reproduire numériquement l'opération chirurgicale d'implantation de cette prothèse (protocole décrit plus loin), est complexe. En effet, nous ne disposons que de la géométrie non déformée de la prothèse. Lors de l'insertion de la prothèse, de grandes déformations se produisent dans la tige, ce qui peut potentiellement empêcher le calcul d'aboutir. La solution idéale consiste donc à scanner un avant-bras avant et après implantation d'une prothèse, la dernière configuration permettant de récupérer la géométrie de la prothèse dans son état déformé. Pour des raisons d'éthique cette procédure a été réalisée sur un avant-bras cadavérique. L'ensemble des étapes nécessitant la manipulation de l'avant-bras a été réalisé à l'institut d'anatomie normale de l'Université de Strasbourg. Afin de préparer l'implantation de la prothèse, un certain nombre d'éléments ont été nécessaires. D'abord, l'avant-bras a été sélectionné par le personnel de l'institut d'anatomie pour sa taille et le côté droit qui correspondait à celui de la prothèse dont nous disposions. Il a été vérifié que l'articulation radio-carpienne était intacte. Le membre a été sectionné au-dessus de l'articulation du coude afin de limiter le risque d'endommager l'avant-bras, Figure II-A-1-1c. Le membre a, ensuite, été congelé jusqu'au jour de l'implantation et a été décongelé 12 heures à l'avance. Un jeu d'ancillaires nous a été fournis par le fabricant de la prothèse (Argomédical AG, Suisse), Figure II-A-1-1a. L'institut d'anatomie a mis à disposition des outils additionnels tels que des scies et des pinces, Figure II-A-1-1b. L'ensemble de ces éléments a été placé sur un champ stérile.

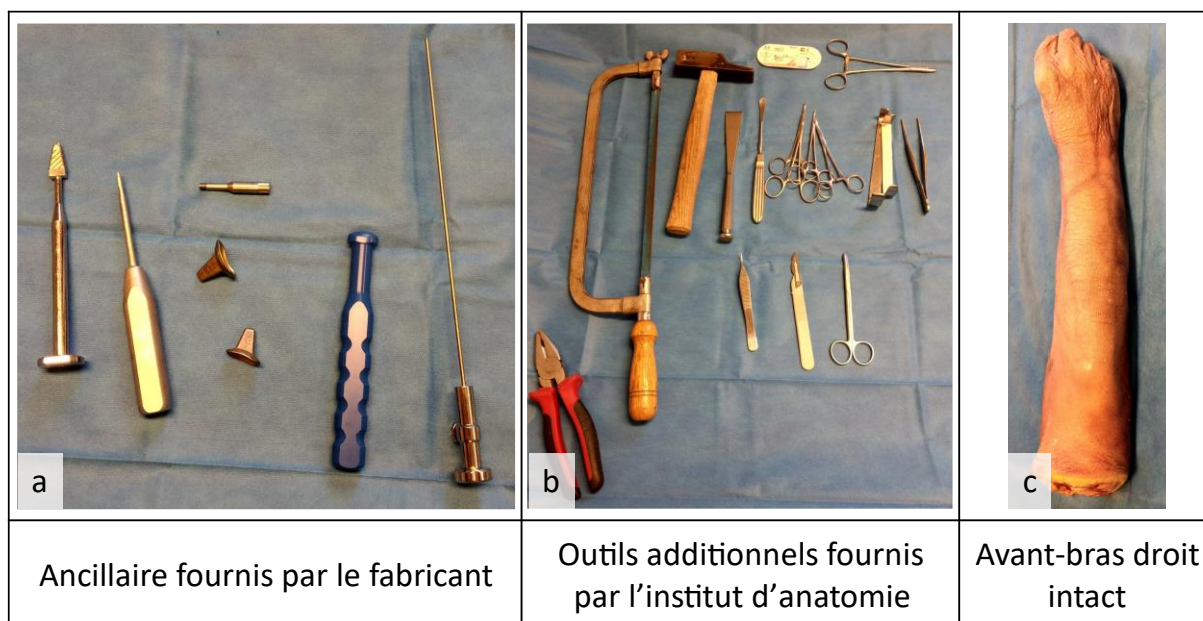


Figure II-A-1-1 : Matériel nécessaire à l'implantation de la prothèse

La deuxième étape consiste à obtenir l'image scannée du membre avec et sans prothèse. Les images ont été obtenues en utilisant un scanner 4DCT CANON localisé sur le site de l'hôpital civil de Strasbourg, au service d'imagerie interventionnelle. Le transport du membre entre les bâtiments a été assuré par le personnel de l'institut d'anatomie. Nous avons réalisé l'ensemble des scanners après les heures de consultation afin de garantir l'environnement stérile du matériel clinique. De plus, pour écarter tout risque de contamination, nous avons scellé le membre dans un sac plastique neuf, lui-même contenu dans une boîte. Nous avons réalisé deux scans de l'avant-bras. Le premier avant implantation de la prothèse et le second après. La puissance maximale du scanner a été sélectionnée afin de garantir l'acquisition d'images de grande qualité des membres. Un filtre spécifique a été utilisé pour limiter les interférences dues à la présence de la prothèse. Les fichiers ont été récupérés sur un CD-ROM et ont été traités à l'aide du logiciel 3DSlicer pour reconstruire la géométrie. Le principe de reconstruction de la géométrie à l'aide du logiciel 3DSlicer sera présenté à la section 3.

2. Implantation de la prothèse

Dans la partie suivante, nous décrivons les étapes chirurgicales permettant la mise en place de la prothèse dans l'avant-bras. L'ensemble de ces étapes a été réalisé par le Professeur Liverneaux. En effet, son expertise garantit le respect de l'ensemble de la procédure d'implantation et le bon positionnement de la prothèse. Pour réaliser l'opération, nous nous sommes équipés de gants, d'une blouse et d'un masque. Les images utilisées pour décrire la procédure d'implantation sont issues d'une vidéo d'intervention sur un sujet vivant, identique à la procédure réalisée ensemble sur le bras cadavérique. Cette vidéo a été mise à disposition par le Professeur Liverneaux pour cette thèse.

La première étape consiste à inciser le bras du côté dorsal, au-dessus du poignet. A ce stade, il est important de s'assurer de bien dégager les ligaments et de les tenir à l'écart de la zone opérée afin de ne pas les endommager. Une fois les ligaments décalés, l'accès au radius est possible. L'os sous-chondral est sectionné à l'aide d'instruments dédiés, Figure II-A-2-1 (gauche). Une pince boule peut alors être utilisée pour retirer les fragments d'os. Le poignet est fléchi afin de visualiser l'épiphyse distale du radius. Un pic est utilisé pour percer l'os trabéculaire et guider la tige vers le canal médullaire, Figure II-A-2-1 (milieu). La tige est ensuite introduite et poussée jusqu'à l'extrémité proximale du radius. Un contrôle par imagerie rayon X permet de garantir l'appui de la tige sur l'os cortical de la partie proximale du radius, Figure II-A-2-1 (droite).

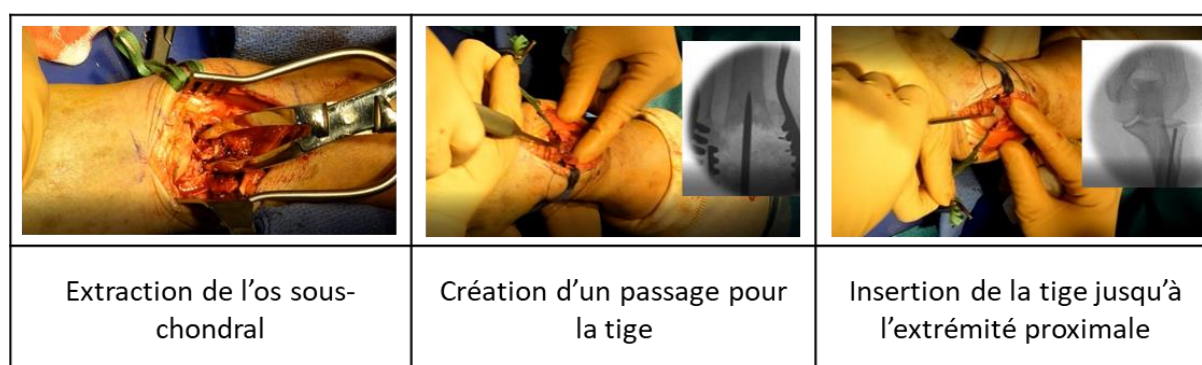


Figure II-A-2-1 : Positionnement de la tige flexible dans le radius

A l'aide d'une lime, dont la forme est celle de la prothèse et dont le centre est percé pour permettre le passage de la tige, une cavité ayant presque la même forme que la prothèse est créée, Figure II-A-2-2 (gauche). Ensuite, le gabarit de la prothèse est inséré le long de la tige et est enfoncé grâce à un impacteur dont l'extrémité est ovoïdale (outil bleu Figure II-A-2-2, milieu). Le placement du gabarit est ensuite vérifié grâce à l'imagerie rayon X, Figure II-A-2-2 (droite).



Figure II-A-2-2 : Mise en place du gabarit dans le radius distal

Le tronçon de tige qui dépasse du gabarit est alors découpé à la dimension définie par la longueur d'une entretoise à l'aide d'une pince coupante, Figure II-A-2-3 (gauche). Le gabarit est retiré, Figure II-A-2-3 (milieu). Finalement, la prothèse est fixée à la tige à l'aide de vis et l'ensemble est positionné dans la cavité grâce à un impacteur et un marteau, Figure II-A-2-3 (droite).



Figure II-A-2-3 : Positionnement de la prothèse

Le chirurgien procède à des contrôles de la mobilité en faisant bouger la main du patient. Cela permet de vérifier une dernière fois le bon positionnement de la prothèse, avant que l'incision soit recousue.

A l'issue de cette opération, l'avant-bras a été placé dans un sac puis dans une boîte stérile et envoyée en imagerie. Il faut noter que la position de l'avant-bras dans la boîte n'a pas été spécifiquement choisie. Il se trouve donc qu'il était en position neutre lors du scan sans la prothèse et fléchit avec la prothèse. L'image acquise couvre tout le volume de la boîte. Les données de la littérature pourront être utilisées pour repositionner le scaphoïde et le lunatum comme ils devraient l'être en fonction de la position souhaitée de la main.

3. Segmentation d'images

A partir des fichiers DICOM générés lors du scan de l'avant-bras non-opéré et opéré, nous avons réalisé une opération de segmentation des images médicales. Les logiciels de segmentation d'images tel que 3DSlicer permettent de lire et exploiter ces fichiers. Pour expliquer brièvement le fonctionnement de tels logiciels, ceux-ci permettent de visualiser les sections (images de coupe) de la pièce acquise par un scanner (ici l'avant-bras). Sur chacune de ces vues de coupe, l'utilisateur sélectionne les éléments d'intérêt, par exemple, tous les éléments qu'il identifie comme étant le radius, ou le scaphoïde, etc... Le logiciel reconstruit ensuite le volume en reliant les zones sélectionnées sur chaque vue de coupe. Des algorithmes permettent en partie d'automatiser cette sélection, mais certains points doivent être traités manuellement. Finalement, un fichier surfacique est généré (STL). Nous allons maintenant rentrer un peu plus dans le détail de ces étapes de segmentation.

Pour décrire ces étapes, nous nous baserons principalement sur le scanner de l'avant-bras après opération. En effet, des deux volumes, c'est celui dans lequel la prothèse est présente qui est le plus compliqué à reconstruire. En conséquence, certaines des étapes décrites ensuite n'auront pas à être réalisées pour le volume sans prothèse. Après l'import des fichiers DICOM sur le logiciel 3DSlicer, nous visualisons les images acquises par le scanner projetées dans les trois principaux plans anatomiques (axial, coronal et sagittal). Dans notre cas, comme le membre est seul, l'orientation peut ne pas être exacte. Cela n'impactera pas les résultats qui seront obtenus. Le volume

d'étude est restreint afin de limiter la quantité de données à traiter et donc le temps de calcul. Nous conservons l'équivalent d'un prisme incluant le radius, le scaphoïde et le lunatum, Figure II-A-3-1 (milieu). Sur les images acquises, nous pouvons distinguer les tissus mous, l'os et la prothèse. En effet, l'absorption de ces différents matériaux étant différente, elle est traduite en niveaux de gris différents. Plus le matériau absorbe, plus le gris est clair. En conséquence, grâce à un algorithme de sélection de niveau de gris, il est possible de séparer automatiquement la prothèse du reste. En effet, le titane qui absorbe beaucoup plus les rayons X que les autres matériaux présents dans l'avant-bras s'en distingue nettement. Sans modification supplémentaire, nous obtenons la géométrie reconstituée Figure II-A-3-1 (droite).

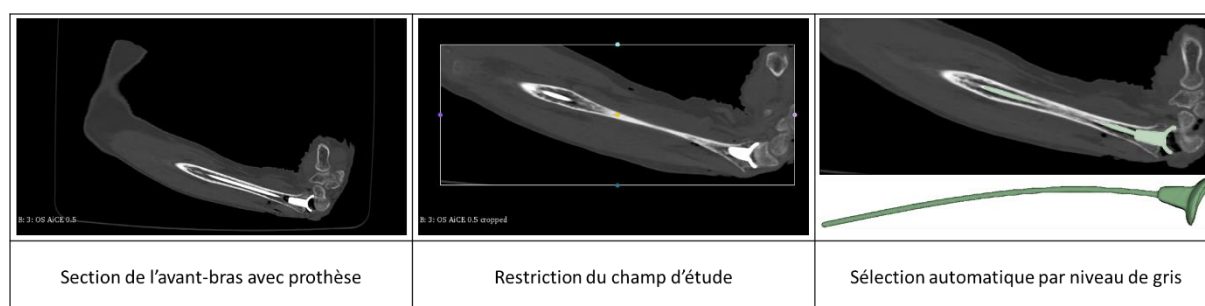


Figure II-A-3-1 : Principe de reconstruction de géométrie de la prothèse par segmentation d'images

Pour segmenter l'os, la procédure est plus complexe. Effectivement, l'os cortical et l'os trabéculaire sont composés des mêmes éléments chimiques. Ils absorbent sensiblement de la même manière les rayons X. Pour les zones où l'os cortical est particulièrement fin, il peut même être difficile de les distinguer automatiquement. Comme nous pouvons le voir Figure II-A-3-2, le niveau de gris de l'os cortical très fin dans l'épiphyse proximale du radius est comparable à celui de l'os trabéculaire. Il est donc à la charge de celui qui segmente de définir manuellement si l'os est de l'os cortical ou trabéculaire.

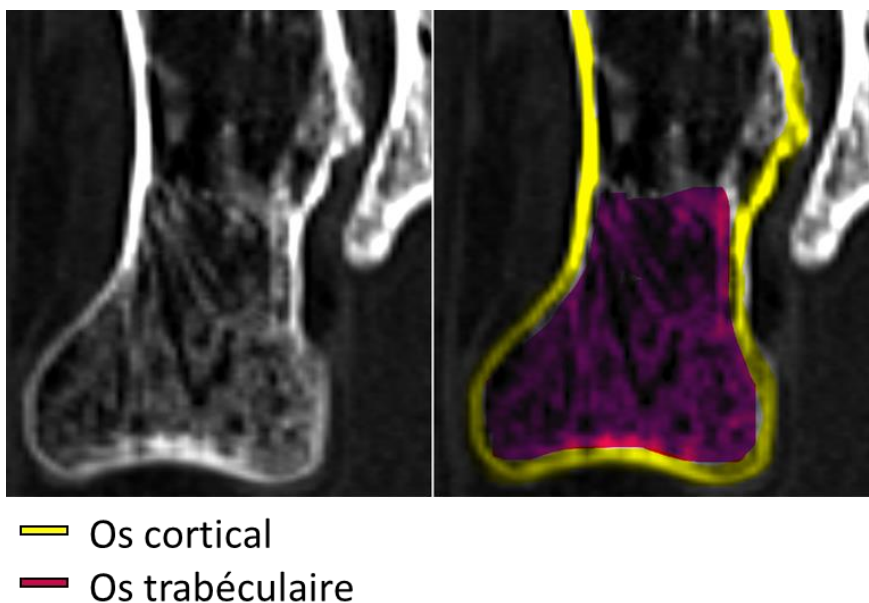


Figure II-A-3-2 : Niveau de gris visualisé sur le logiciel 3DSlicer au niveau de l'épiphyse proximale du radius

Une fois que chaque os a été sélectionné en partie automatiquement et en partie manuellement, nous obtenons des géométries imparfaites. Ces défauts sont plus importants pour le scanner de l'avant-bras avec prothèse, Figure II-A-3-3. Cela est principalement dû à la présence de la prothèse qui, malgré le filtre antiparasite, perturbe l'acquisition des images.

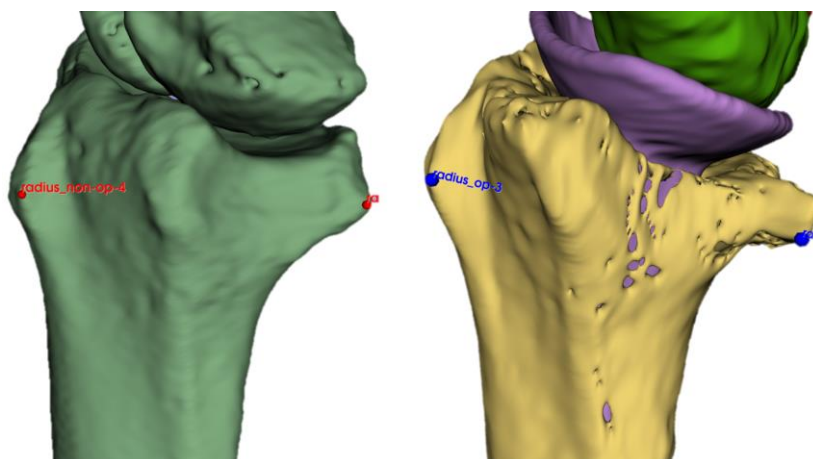


Figure II-A-3-3 : Comparaison des segments d'os identifiés semi-automatiquement ; à gauche, articulation saine ; à droite, articulation opérée

Pour aider à la reconstruction, nous superposons la segmentation obtenue pour l'avant-bras sans prothèse à celle de l'avant-bras avec prothèse, Figure II-A-3-4. Il est alors possible de compléter la segmentation en limitant les approximations. Il est à noter que les os du carpe ne se superposent pas puisque l'avant-bras avant implantation est en position neutre et fléchi après implantation.

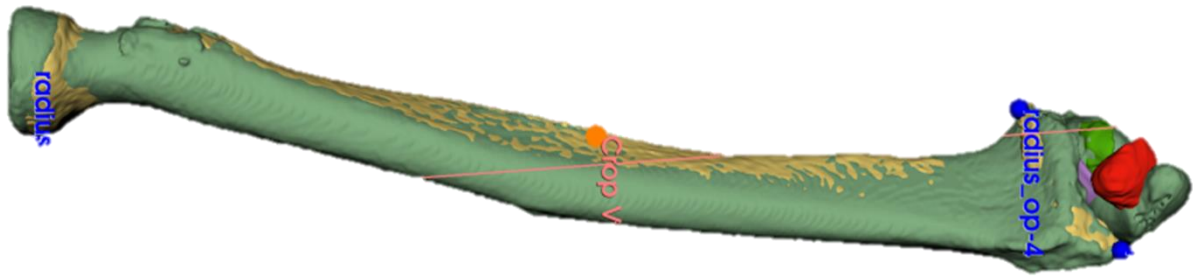


Figure II-A-3-4 : Superposition des géométries avec et sans prothèse

Après avoir effectué manuellement les corrections nécessaires, nous segmentons l'os cortical du radius, la prothèse, le scaphoïde et le lunatum. Les surfaces créées sont exportées comme maillage surfacique au format STL. Ce maillage surfacique est importé dans le logiciel Meshlab où des corrections peuvent être réalisées. Certains trous qui n'avaient pas été bouchés sur 3DSlicer ont pu être refermés. Le maillage a été simplifié ce qui nous a permis de réduire le nombre de facettes de maillage de 210 000 éléments vers 10 000 éléments. Si nous conservons autant d'éléments, le logiciel Fusion 360 qui transforme le maillage surfacique en solide, ne sera pas capable d'effectuer la conversion. Afin de garantir que le maillage obtenu ne divergera pas de manière significative par rapport au modèle segmenté, nous réalisons un calcul de distance de Hausdorff, Figure II-A-3-5. Celui-ci montre que les écarts maximums sont inférieurs à 1 mm. Nous observons ces écarts, principalement, là où des trous ont été fermés après segmentation ou sur certaines extrémités. Comme les surfaces articulaires ne sont pas impactées, cela ne devrait pas impacter significativement nos résultats. En moyenne, l'écart est de 0,08mm. Nous pouvons donc considérer cette simplification comme acceptable.

Distance de Hausdorff rouge -> vert min -> max	
Maximum	1,00 mm
Minimum	0,00 mm
Moyenne	0,08 mm

Figure II-A-3-5 : Distance de Hausdorff calculée entre le maillage issu de la segmentation et après simplification

Il manque encore à notre modélisation l'os trabéculaire présent dans le radius. La résolution de notre scanner ne nous permet pas d'obtenir la structure des trabécules. Nous le considérerons donc comme un solide avec des propriétés mécaniques homogènes. Nous délimitons la zone où l'os trabéculaire est présent en fonction de l'observation rayon X, Figure II-A-3-6. Les os du carpe sont considérés comme pleins (donc constitués que d'os cortical)

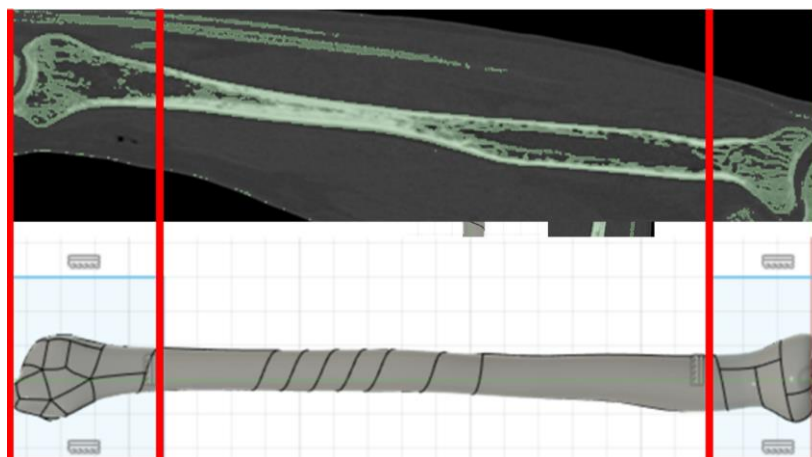


Figure II-A-3-6 : Références utilisées pour la création de l'os trabéculaire

B. Modélisation éléments finis de l'articulation radio- carpienne

Dans un premier temps nous allons simuler l'articulation saine. Le premier objectif est de connaître les déformations de l'os cortical et de l'os trabéculaire du radius sans la prothèse implantée. Ces grandeurs seront ensuite comparées à celles obtenues dans la simulation où la prothèse est implantée. Le second objectif est d'évaluer les conditions aux limites de notre modèle et la taille des éléments qui doivent être utilisés pour mailler le modèle.

1. Construction du modèle

Dans un premier temps, les géométries du radius, du scaphoïde et du lunatum obtenues ont été converties d'enveloppe surfacique à solide sur le logiciel Fusion 360. Elles ont ensuite été importées sur Abaqus/CAE (implicite). Nous y transformons les surfaces de ces pièces en surfaces analytiques. Il y a deux objectifs à cela. D'abord, cela réduit le nombre de surfaces sur chaque solide, ce qui facilitera leur sélection. Ensuite, il n'y aura plus de petites arrêtes de sorte que le maillage, qui prend appui sur toutes les arrêtes, ne sera pas forcé de faire des petits éléments si cela n'est pas nécessaire. Il sera alors plus simple d'obtenir un maillage homogène. Les solides résultants sont représentés Figure II-B-1-1.

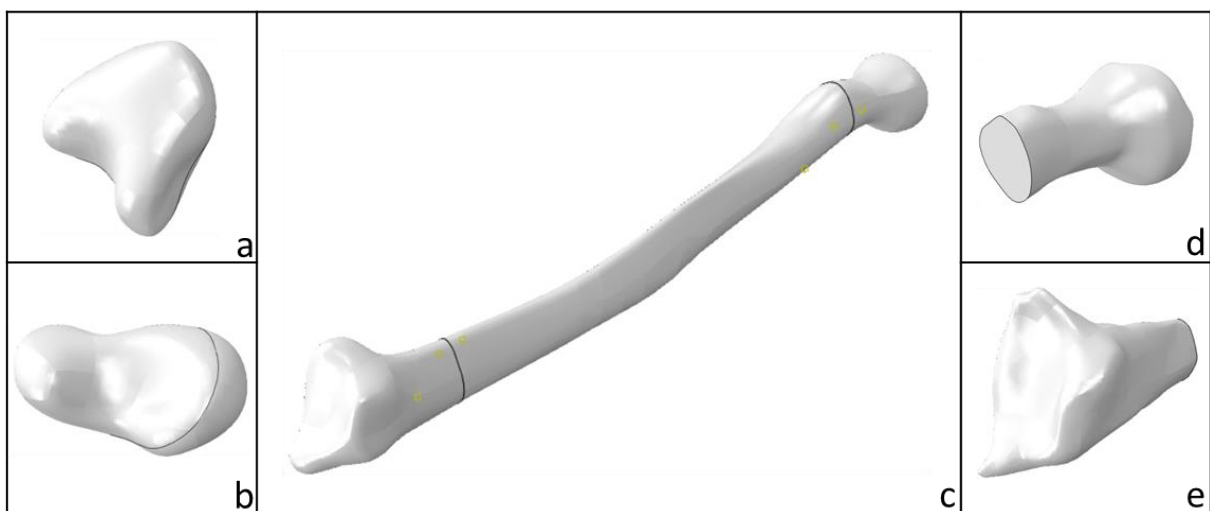


Figure II-B-1-1 : a. Lunatum, b. Scaphoïde, c. Os cortical du radius, d. Os trabéculaire proximal du radius, e. Os trabéculaire distal du radius

Nous réalisons des partitions sur ces pièces, afin de faciliter la sélection des surfaces en contact. Pour simplifier le modèle, le scaphoïde et le lunatum sont considérés comme solidaires. Nous pourrions évaluer l'impact de ce choix dans la suite du travail. Plutôt que de les lier grâce à des fonctions, nous fusionnons les pièces comme présenté Figure II-B-1-2. Les deux pièces sont importées dans un même assemblage. Leur position relative n'est pas modifiée par rapport à celle du scanner, dans la position neutre. Nous sélectionnons trois points sur le scaphoïde et le lunatum. Ceux-ci se situent au-dessus de la surface de contact. Un plan est créé grâce à ces trois points. Une forme est tracée de manière à inclure la partie distale des deux os du carpe. Une extrusion de 30mm vient noyer la partie distale de ces deux os. Nous coupons ensuite la pièce selon un plan de normal Z, de manière à obtenir une surface plane, sur laquelle une pression parallèle à l'axe du radius pourra être appliquée. Ainsi, les géométries de ces os sont fortement simplifiées tout en garantissant le contact et la liaison entre les deux os. Cette fusion nous permettra de réduire le temps de calcul. Cette pièce fusionnant le scaphoïde et le lunatum est nommée SL.

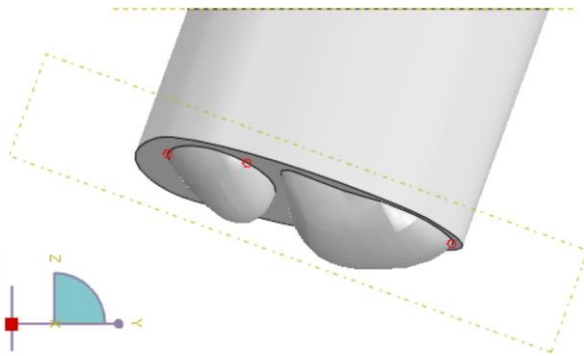


Figure II-B-1-2 : Scaphoïde et Lunatum fusionné en une seule pièce (SL) ; en rouge, les points de construction ; en jaune, les plans de construction

Nous attribuons des propriétés matériaux à chaque partie de l'articulation radio-carpienne. Celles-ci sont synthétisées dans le Figure II-B-1-3. Il s'agit de valeurs communément utilisées pour simuler le comportement des os (Completo et al., 2017b). Elles correspondent également aux valeurs données pour les os synthétiques (Sawbones®) considérés comme homogènes isotropes et avec un comportement isotrope en compression (Sawbones, 2020).

	Module d'Young (MPa)	Coefficient de poisson (-)
Os cortical	16 700	0,3
Os trabéculaire	155	0,3

Figure II-B-1-3 : Synthèse des propriétés mécaniques utilisées pour la simulation

Les pièces constituant l'articulation radiocarpienne sont assemblées Figure II-B-1-4. L'orientation des différents composants n'est pas modifiée lors de cette opération. A ce stade, nous créons deux points de référence. Le premier, RP-1, est positionné initialement sur le centre d'inertie de l'os trabéculaire proximal du radius (en bleu). Il représente le point d'application des conditions aux limites proximales. Le deuxième, RP-2, se localise au niveau de SL à 17,5mm du contact initial entre SL et le radius, dans la direction de l'axe Z. En X et Y, il est initialement positionné équidistant des points de contact initiaux entre le radius et les os du carpe et représenté en violet Figure II-B-1-4.



Figure II-B-1-4 : Articulacion radiocarpienne simplifiée, en blanc, la pièce SL ; en vert, l'os cortical du radius ; en rouge, l'os trabéculaire distal du radius ; en bleu, l'os trabéculaire proximal du radius

Nous proposons alors deux étapes de calcul. La première d'une durée d'une seconde a pour objectif de repositionner les os du carpe au contact de la surface distale du radius. A ce stade, seule une faible pression de 0,046 MPa est appliquée (équivalent à 10% de l'effort total) sur la face distale de SL (S5). Ensuite, dans une deuxième étape de calcul, nous souhaitons reproduire un chargement physiologique dû à la préhension d'un objet de 25 N avec la main en position neutre. Cela équivaut à un effort de 350 N à appliquer sur le radius (Completo et al., 2017b). Pour s'assurer de la

convergence du calcul, le premier pas de temps calculé est d'une durée de 0,1s. Ainsi l'effort appliqué pour cette première étape de calcul est de 35 N. La taille des itérations suivantes peut décroître ou s'accroître automatiquement en fonction de la difficulté qu'a eu le solveur à calculer l'incrément précédent. Le nombre d'itération est limité à 100 et le calcul en cours est interrompu si cette limite est atteinte.

Localisation	désignation		
	S1		S6
	S2		S7
	S3		S8
	S4		S9

Figure II-B-1-5 : Désignation des surfaces du modèle numérique

Nous définissons ensuite les interactions entre les différentes surfaces de notre assemblage, Figure II-B-1-5. Concernant la liaison entre l'os trabéculaire et l'os cortical du radius, il n'existe, en réalité, pas d'interface entre les deux. La transition de l'un à l'autre étant continue, ces deux parties seront solidarisées pour l'analyse (à l'aide de la contrainte « Tie »). Cela signifie que les surfaces S3 et S4 sont liées rigidement, tout comme les surfaces S8 et S9. Afin de simplifier l'application des conditions aux limites, nous décidons de créer deux corps rigides. Le premier est la surface de SL qui n'est pas en contact avec le radius, S2. Elle est connectée au point de référence RP-2. C'est-à-dire que tous les nœuds de cette surface n'auront aucun mouvement par rapport à RP-2. Nous réalisons la même opération sur la surface extérieure proximale du radius, S1. Dans un premier temps, cette surface ne représente que les 30 premiers millimètres du radius proximal, comme représenté Figure II-B-1-5. Lorsque les conditions aux limites seront étudiées, nous inclurons les 30 et 60 mm suivants dans la surface S1 afin de voir l'influence de la longueur encastree sur la transmission des efforts dans le radius. La dernière contrainte concerne le contact entre la surface S7

de SL et la surface S6 du radius. Les deux surfaces en contact interagissent via un contact de type surface sur surface. Le glissement entre les deux surfaces est permis, mais pénalisé par un coefficient de friction de 0,05, cela équivaut au coefficient de friction moyen mesuré dans une articulation (Linn, 1967).

Lors de la première étape de calcul (destinée à repositionner les os du carpe au contact de la surface distale du radius), trois conditions aux limites sont créées. Le point de référence RP-2 (rigidement lié à la surface S2) est contraint dans toutes les directions de l'espace, sauf dans la direction d'appui Z et en rotation autour de X. Ainsi la première étape permet le repositionnement de SL au contact du radius. Toutes les mobilités de RP-1 (et de la surface S1 qui lui est rigidement liée) sont supprimées. La surface distale de SL (S5) ayant une surface de 760mm², lorsque nous y appliquons une pression de 0,046MPa. Cette pression est équivalente à une force de 35N, soit 10% de la force totale. L'objectif est d'assurer le contact entre SL et le radius avant le début d'essai.

Lors de la deuxième étape de calcul, une force de 350N est appliquée au niveau du point de référence RP-1 dans la direction de l'axe principal du radius. L'effort est appliqué progressivement au cours de l'étape tandis que la pression est désactivée.

Les différents solides sont maillés grâce au mailleur automatique d'Abaqus, Figure II-B-1-6. Les éléments utilisés sont des éléments tétraédriques quadratiques (C3D10) d'une taille de 3mm. Le maillage est initialement constitué de 53049 éléments. Le calcul est exécuté sur une station de travail équipée d'un CPU disposant de 8 cœurs dont la fréquence maximum est de 5.1GHz et de 64Go de mémoire vive.

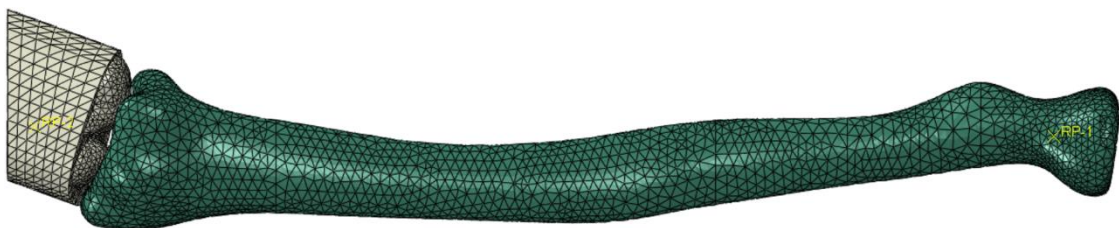


Figure II-B-1-6 : Articulatio radio-carpienne maillée

2. Etude de convergence du maillage

a. Critère de proportionnalité de maillage entre SL et le radius

Ce modèle doit nous permettre de calculer plusieurs grandeurs, les forces au niveau des contacts entre les os du carpe et le radius et le champ de contrainte dans la partie distale du radius. Pour s'assurer que les résultats de l'analyse sont indépendants du maillage, nous proposons une étude de convergence en deux temps. D'abord, nous allons évaluer la taille optimale des éléments de SL relativement aux éléments du radius. Dans un second temps, en gardant la proportion entre les tailles d'éléments, nous testerons plusieurs tailles d'éléments.

La meilleure façon de vérifier si les valeurs données par le modèle numérique sont bonnes et indépendantes du maillage, c'est de trouver un paramètre dont nous pouvons connaître la valeur à l'avance. Ainsi, la valeur de ce paramètre donné par la simulation pourra être comparé à la valeur réelle. Dans notre cas, nous allons chercher la valeur de l'effort de réaction au contact du radius. Plus particulièrement, la composante de cet effort en projection sur l'axe Z.

Pour cela nous devons simplifier notre modèle. D'abord, pour le calcul analytique, nous faisons l'hypothèse que nos solides sont rigides. Ensuite nous supprimons la rotation de RP-2 autour de X. Nous pouvons alors représenter notre modèle simplifié sous la forme du schéma cinématique proposé Figure II-B-2-1. La liaison glissière entre SL et le bâti traduit l'impossibilité pour SL de se déplacer autrement que suivant l'axe Z. Nous pouvons alors établir le bilan des forces suivant : $F = Z_B + Z_C$. Nous chercherons à vérifier cette équation numériquement. F est la force appliquée, Z_B et Z_C sont les composantes des forces de réaction au niveau des deux centroïdes projetées sur l'axe principal du radius. Pour obtenir ces valeurs sur Abaqus il nous suffit de tracer d'une part la grandeur CF (« concentrated force ») au point de référence RP-2 et la somme des forces CNORMF3 (« concentrated nodal force ») projetée sur la direction 3, ici confondue avec la direction Z).

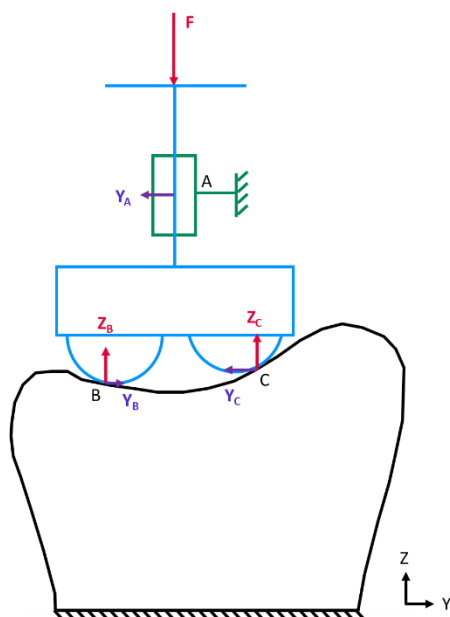


Figure II-B-2-1 : Schéma minimal du transfert de charge entre SL et le radius

Dans cette première étude, nous proposons de fixer la dimension des éléments de SL à 1,5mm. Nous ferons varier la taille d'élément du radius entre 1,5 et 3mm avec un pas de 0,5mm. CNORMF3 est représenté Figure II-B-2-2 pour une taille d'élément de 3mm.

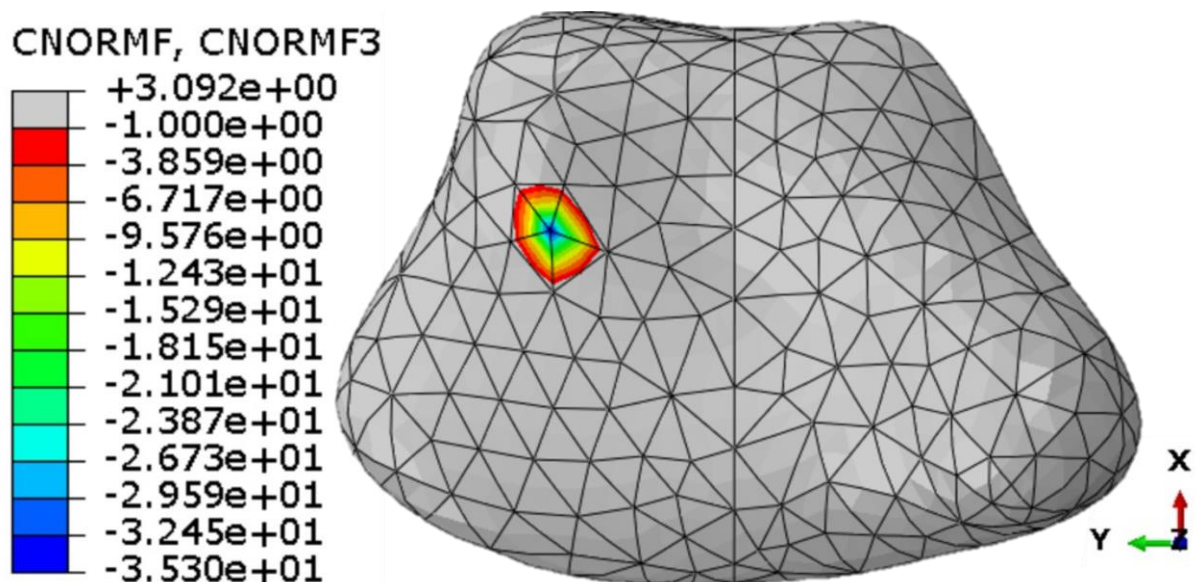


Figure II-B-2-2 : CNORMF3 pour une taille d'élément de 3mm

Quelle que soit la taille des éléments du radius, il ne semble y avoir qu'un centroïde. Cela signifie que la surface proximale du scaphoïde inclus dans SL n'a pas atteint le radius. Cela est dû à la suppression de la rotation autour de X qui permettait à SL de rétablir le contact entre SL et le radius en plusieurs points avant l'application de l'effort. Pour les autres études, nous rétablirons cette rotation. En ce qui concerne notre critère de convergence, il reste valide, la valeur de Z_C est simplement égale à zéro et Z_B est la somme de toutes les valeurs au nœud de CNORMF3. L'écart entre la valeur théorique et réelle de Z_B est représenté Figure II-B-2-3. Nous constatons que le meilleur résultat est obtenu pour une taille d'élément de 1,5 mm pour SL et de 3 pour le radius, soit pour un rapport de 0,5.

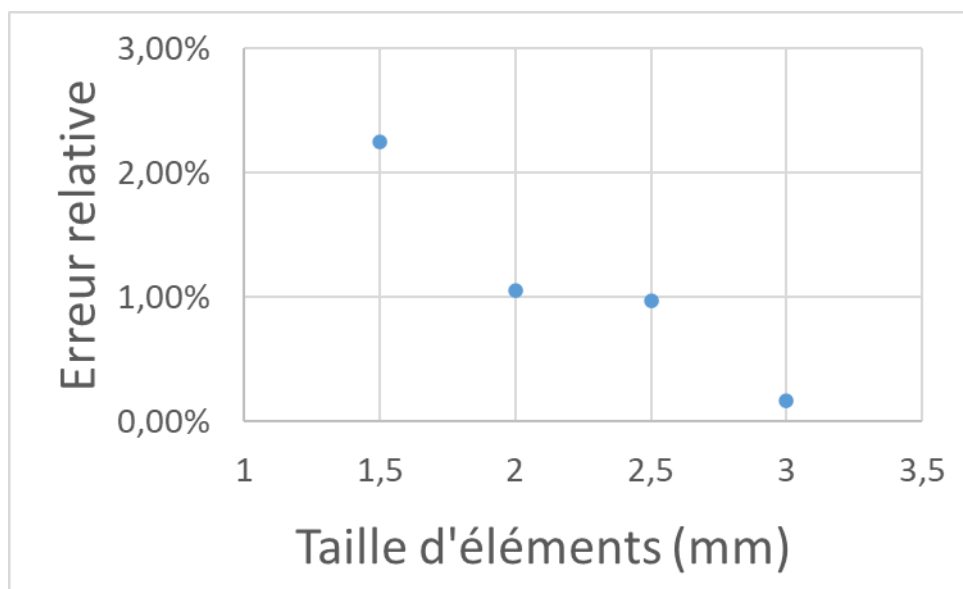


Figure II-B-2-3 : Ecart relatif entre la valeur de l'effort appliqué et la force de réaction mesurée pour différentes tailles d'élément du radius

b. Détermination de la taille d'élément optimale

Sur la base de ce résultat, un nouveau plan d'expérience numérique est proposé. Il est synthétisé dans le Figure II-B-2-4. Le cas 1 correspond au cas où les éléments sont maillés le plus finement. Si SL était maillé entièrement avec une taille d'élément de 0,5mm, alors le nombre d'éléments total serait proche des 500000. Afin de diminuer le temps de calcul, le maillage est de 1mm partout, excepté sur la surface où la condition de contact est définie (S7) avec le radius. Sur la surface S7, la taille

d'élément est de 0,5mm. Ce maillage est représenté Figure II-B-2-5. La méthode de maillage reste la même pour tous les autres cas, c'est-à-dire que les éléments du radius ont une certaine taille et tous les éléments de SL ont des éléments de la moitié de cette taille. Nous avons tout de même souhaité vérifier si la méthode de maillage alternative pouvait causer une erreur significative. Le cas 4 a donc été créé. Il devrait donner les mêmes résultats que le cas 3. C'est un cas de validation reprenant les tailles de maille du cas 3, mais avec la règle de maillage du cas 1.

N°	Taille éléments radius	Taille éléments SL	Nombre d'éléments	Remarque
1	1	0,5	344052	Seul surface SL en contact avec radius maillée à 0,5mm
2	1,5	0,75	244265	
3	3	1,5	85281	
4	3	1,5	61701	Seul surface SL en contact avec radius maillée à 1,5mm
5	4,5	2,25	42576	
6	6	3	32457	
7	7,5	3,75	27410	
8	9	4,5	24027	

Figure II-B-2-4 : Cas testés pour la seconde étude de convergence

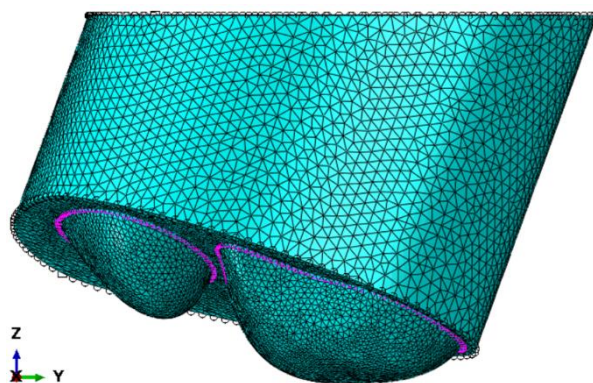


Figure II-B-2-5 : SL maillé pour le cas 1. En rose la règle de remaillage local à 0,5mm

Dans cette étude, plusieurs cas sont évalués, le temps de calcul, le déplacement de SL et la contrainte principale maximum. Le temps de calcul est un critère important puisqu'on souhaite tester un grand nombre de configurations. Le déplacement est

l'une des informations qui va nous intéresser par la suite, en particulier pour évaluer les conditions aux limites de notre modèle. Quant à la contrainte principale maximum, elle est l'une des grandeurs mesurées dans les études expérimentales du même type. Les résultats sont présentés dans les Figure II-B-2-6.

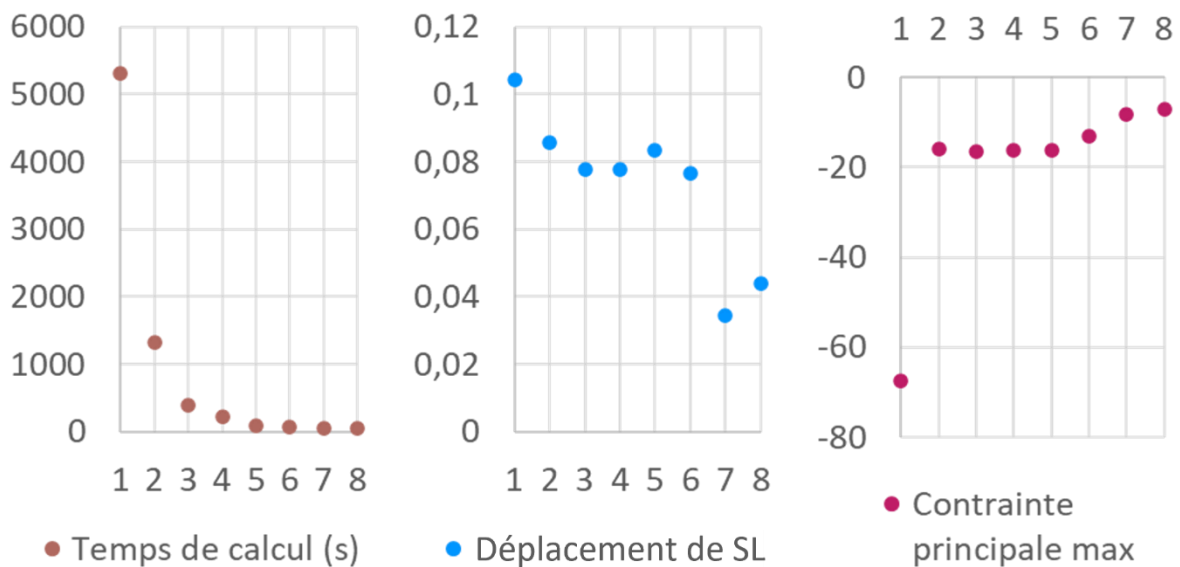


Figure II-B-2-6 : Critères d'évaluation représentés graphiquement avec en abscisse le numéro de cas et en ordonnée les valeurs d'intérêt

Tout d'abord, nous ne constatons pas de différence significative entre le cas 3 et le cas 4. Cela signifie que la méthode de maillage proposée n'est pas à l'origine des écarts mesurés entre le cas 1 et les autres cas. Nous observons que lorsque la taille d'élément devient inférieure à 4,5mm pour le radius et 2,25 pour SL (du cas 2 à 5) les valeurs du déplacement et de la contrainte principale maximum au niveau du contact n'évoluent pas significativement. Si les éléments deviennent trop petits comme pour le cas 1 (1mm pour le radius et 0,5 pour SL) alors l'écart avec les autres est important. Le constat est le même si les éléments deviennent trop gros. Pour le reste de notre étude, le maillage sera celui du cas 4 puisqu'il minimise le temps de calcul. Il garantit également des résultats indépendants de la taille des éléments (dans un intervalle de variation raisonnable) que nous supposerons alors comme exact.

3. Etude des conditions aux limites

a. Conditions aux limites sur la partie distale du radius

a. *Position de la charge*

Nous souhaitons évaluer l'influence de la position du point d'application des 350N. Pour cela nous repérons les deux points de contact initiaux entre SL et le radius. Nous proposons 3 positions intermédiaires pour l'application de la force. Celles-ci sont représentées Figure II-B-3-1. Afin d'évaluer ces différentes configurations, nous calculerons la répartition des forces dans la fossette scaphoïdienne et lunarienne. La pression qui précharge SL au niveau de la surface S5 est de 0,046MPa et l'encastrement est réalisé sur 60mm. Ces paramètres seront, ensuite, étudiés indépendamment.

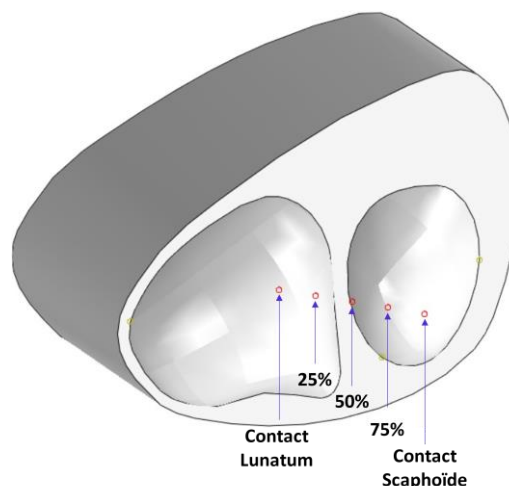


Figure II-B-3-1 : Position du point d'application de la charge pour chacune des configurations

Pour chaque fossette, les nœuds sont repérés. La valeur des composantes de la force dans chaque direction au niveau de chaque nœud est enregistrée. Pour chaque zone, les sommes des composantes des forces sont calculées. La magnitude de la force peut alors être calculée pour chaque zone. Les résultats sont présentés Figure II-B-3-2.

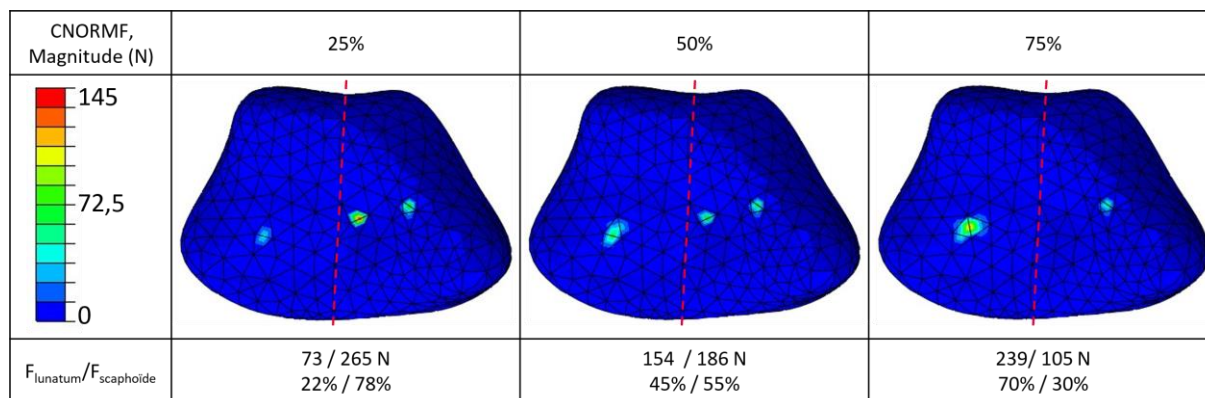


Figure II-B-3-2 : Position des centroïdes sur la surface distale du radius suivant différents cas de chargement

Il existe une grande variabilité des résultats en ce qui concerne les mesures de force dans l'articulation radio-carpienne en position neutre, Figure I-A-1-8. Les cas nommés 50% et 25% sont inclus dans l'ensemble des résultats disponibles. En ce qui concerne les centroïdes, si nous comparons la position des centroïdes à celle des études issues de la littérature, Figure I-C-3-5, nous constatons d'abord que le fait de ne pas représenter le cartilage concentre les efforts. Deuxième point, du fait de la grande dispersion des mesures sur la localisation des centroïdes, nous pouvons considérer que les centroïdes que nous reproduisons peuvent correspondre à un cas réel. En conclusion, les cas 50% et 25% reproduisent des chargements physiologiques réalistes. Nous pouvons également constater que la fusion initiale du scaphoïde et du lunatum ne nous empêche pas de reproduire un chargement physiologique.

b. Précharge

Nous allons vérifier que la précharge appliquée pour la mise en position de SL n'influence pas la force finale mesurée. Pour cela, nous allons simplement appliquer plusieurs précharges et évaluer la valeur de la force finale. Nous considérerons 3 précharges 0,1MPa 0,05MPa 0,025MPa. La charge est positionnée à la position 25% et l'encastrement est réalisé sur 90mm. Les résultats sont présentés Figure II-B-3-3.

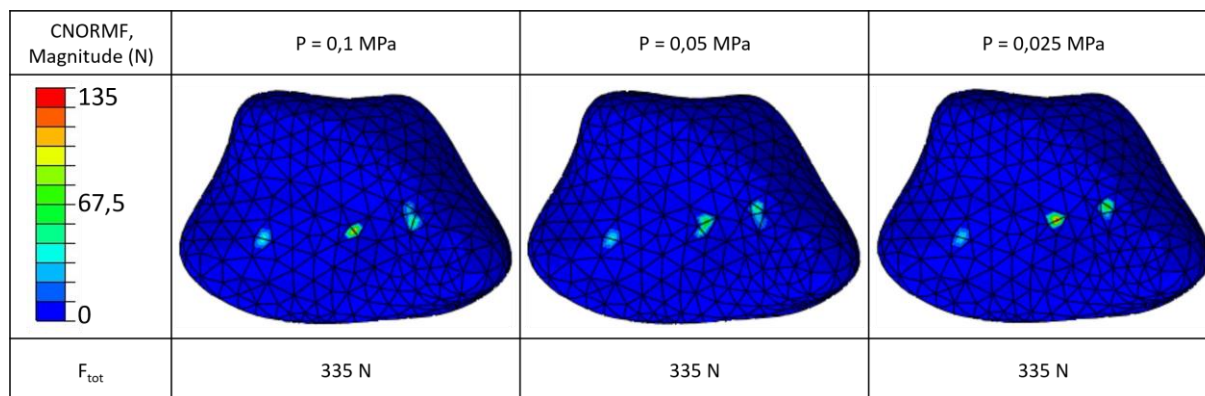


Figure II-B-3-3 : Position des centroïdes sur la surface distale du radius suivant différentes précharges

La précharge influe très peu sur l'état de charge final. Nous pouvons donc considérer que la précharge de 0,046MPa est adaptée. Elle permet de repositionner correctement SL au contact du radius sans pour autant modifier l'état de chargement final. Nous constatons un écart de 4% par rapport au 350N appliqué. Comme il ne s'agit que d'une petite partie de l'effort appliqué, nous négligerons ce phénomène.

b. Conditions aux limites sur la partie proximale du radius

Dans cette partie nous allons essayer de trouver une condition d'encastrement proximal minimisant la flexion du radius et maximisant la transmission des efforts appliqués. Le premier paramètre garantit qu'il n'y aura pas de perte de contact entre SL et le radius. Le second, que le chargement imposé sera bien celui appliqué au radius.

a. Risque de flambement

Le principal risque lors de cet essai est la perte de contact entre SL et le radius due à une flexion parasite du radius. Cette flexion peut être due au phénomène de flambement. Une première approche consiste en une étude analytique simple. A partir de différentes grandeurs mesurées sur le modèle CAO nous allons proposer un modèle simple représentant le radius. L'objectif est d'évaluer si le risque de flambement est réel ou non. Nous réduisons le radius à un cylindre creux. Dans ce modèle nous ne considérerons que l'os cortical. La longueur est déterminée par la distance entre

les deux points de contact avec SL et l'épiphyse proximale du radius, $l_0 = 227,5\text{mm}$. Pour considérer le pire des cas, nous retiendrons pour diamètre intérieur la plus petite distance trouvée entre deux points diamétralement opposés au niveau du canal médullaire, $D_{\text{int}} = 5,0\text{mm}$. Afin de déterminer le diamètre extérieur du cylindre, nous considérerons que le cylindre occupe un volume égal à celui de l'os cortical du radius, $V=21175\text{mm}^3$. Le diamètre équivalent est donc $D_{\text{ext}} = 12,0\text{mm}$. Nous considérons un matériau isotrope et homogène avec un comportement élastique dont le module d'Young = 16700MPa . Nous appliquerons sur la face supérieure du cylindre une force de 350N . La charge critique de flambement est donnée par la formule d'Euler :

$$P_c = \frac{(\pi^2 * E * I)}{L_c^2} \quad (2)$$

Où :

P_c est la charge maximale que le cylindre peut supporter sans flamber.

E est le module d'Young du matériau en MPa.

L_c est la longueur critique du cylindre en mm.

I est le moment d'inertie du cylindre en mm^4 :

$$I = \pi * \frac{(D_{\text{ext}}^4 - D_{\text{int}}^4)}{64} \quad (3)$$

$$I = \pi * \frac{(12,04^4 - 5,04^4)}{64}$$

$$I = 312,1 \text{ mm}^4$$

En utilisant la formule d'Euler (2) :

$$350 = \frac{(\pi^2 * 16700 * 312,1)}{L_c^2}$$

$$L_c = 383,4 \text{ mm}$$

Ainsi, pour un cylindre creux de diamètre extérieur $12,0\text{mm}$ et de diamètre intérieur $5,0\text{mm}$, la longueur maximale pour éviter le flambement sous une charge de 350N est de $383,4\text{mm}$. Comme cette longueur est supérieure à la longueur du radius $227,5\text{mm}$, le risque de flambement est écarté.

b. Flexion induite

Comme nous avons pu le constater lorsque nous calculions la magnitude des forces de contact, il existe une fraction de l'effort perpendiculaire à l'axe principal du radius. Cet effort multiplié par la longueur du radius non encastrée induit un moment de flexion. Nous souhaitons évaluer alors deux choses, d'abord la flèche induite et ensuite, les modifications dans la transmission du chargement. Pour cela nous allons réaliser 3 tests avec un encastrement sur 30, 60 et 90mm. Deux grandeurs vont être évaluées, comme précédemment, la force totale transmise et la magnitude du déplacement maximum du radius. Les résultats sont synthétisés Figure II-B-3-4.

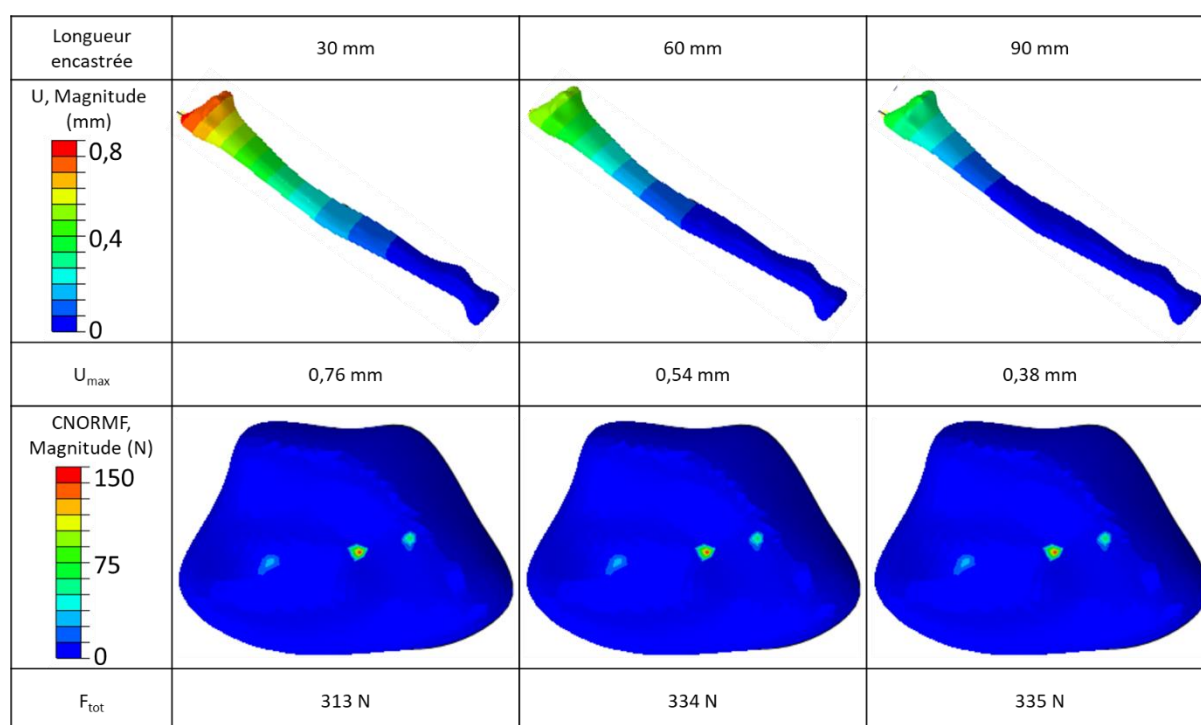


Figure II-B-3-4 : Influence de la variation de longueur encastrée sur la flexion et la transmission des efforts au radius

Quel que soit le cas, le déplacement du radius est suffisamment faible pour que le contact entre SL et le radius soit garanti. Concernant la transmission des efforts, plus le bras de levier est important, plus l'effort transmis est faible. Nous choisirons le cas où 60 mm du radius est encastré.

L'ensemble des conditions aux limites a été étudié pour le cas où il n'y a pas de prothèse implantée. Nous allons désormais réaliser la même simulation en ajoutant la prothèse.

C. Etude comparative

Dans cette partie nous nous attacherons à créer un modèle numérique de l'articulation radio-carpienne intégrant la prothèse. Nous comparerons entre eux les champs de déformations simulées pour l'articulation radio-carpienne saine et celle intégrant la prothèse. Ces déformations ayant également été mesurées avant et après implantation d'une prothèse Maestro dans une étude expérimentale, , nous pourrons confronter nos simulations à des résultats expérimentaux issus de la littérature (Completo et al., 2017b).

1. Construction du modèle élément fini du radius prothésé

Les géométries du radius modifié par l'implantation de la prothèse sont importées sur Abaqus. Elles sont présentées Figure II-C-1-1. La pièce SL est récupérée de la simulation précédente. Ne disposant pas du scan de l'avant-bras opéré en position neutre, nous ferons l'hypothèse que la prothèse ne modifiera pas l'orientation relative des deux os.

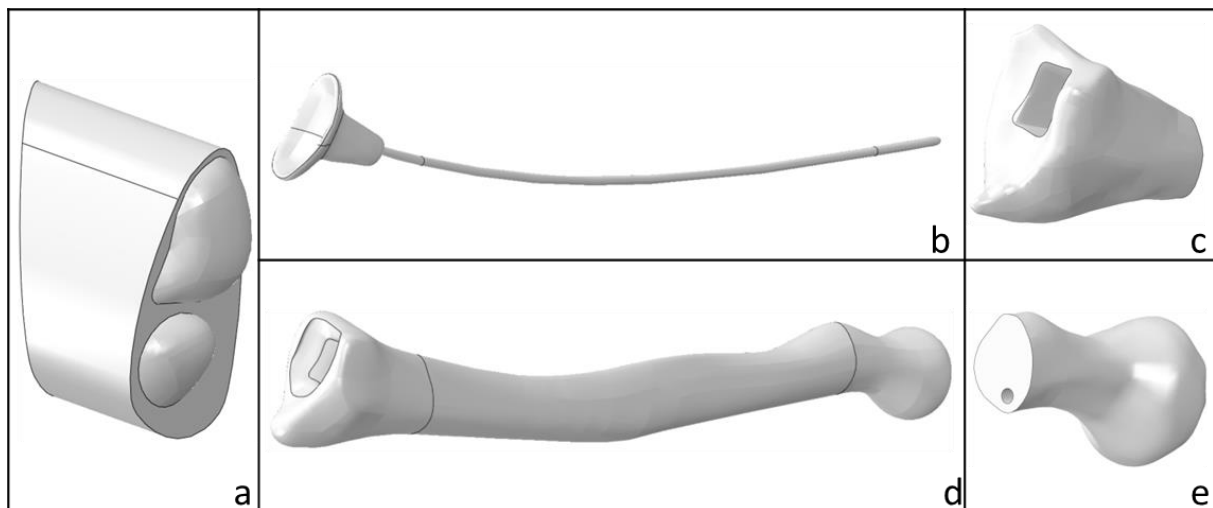


Figure II-C-1-1 : Géométries constituant l'articulation radio-carpienne modifiée par l'implantation d'une prothèse. a. Os du carpe fusionnés en une pièce (SL), b. Prothèse isoélastique, c. Os trabéculaire de la partie distale du radius, d. Os cortical du radius, e. Os

Les propriétés sont les mêmes que celles utilisées dans la simulation précédente. Le matériau de la prothèse est du titane qu'on supposera homogène, linéaire élastique et isotrope avec module d'Young et un coefficient de Poisson : $E=110\,000\text{MPa}$ et $\nu=0,3$. Lors de l'assemblage, la pièce SL interfère avec la prothèse. Bien que l'os sous-chondral ait été retiré, la prothèse occupe une place légèrement plus importante que l'ancienne surface articulaire du radius. Une translation de 4mm est suffisante pour séparer SL de la prothèse avec laquelle il interférait. Nous remplaçons ensuite le point RP-1 avec les coordonnées qu'il avait dans le précédent modèle. Nous faisons de même pour RP-2 en prenant en compte la translation suivant Z. Nous obtenons ainsi l'assemblage présenté Figure II-C-1-2.

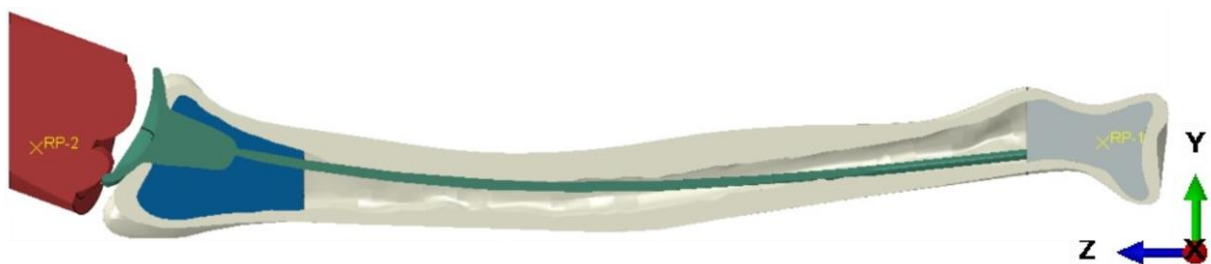


Figure II-C-1-2 : Vue de coupe de l'articulation radiocarpienne avec prothèse isoélastique implantée

Pour le maillage, nous respectons le même ratio de 0,5 entre la surface esclave (surface la moins rigide) et maitresse (surface la plus rigide), qui avait été déterminé précédemment. Comme la prothèse est la partie la plus rigide elle sera désignée comme surface maitresse, c'est donc elle qui sera maillée le plus finement. Pour le choix de la taille des éléments, nous choisissons le plus petit ratio testé qui a convergé soit 1,5mm pour les os et 0,75mm pour la prothèse, Figure II-C-1-3. En effet, il existe des zones assez fines, comme la jonction entre l'os trabéculaire, cortical et la prothèse dans la partie distale. Il est donc plus sûr de choisir des éléments plus petits. On obtient un maillage constitué de 241000 éléments tétraédriques quadratiques.

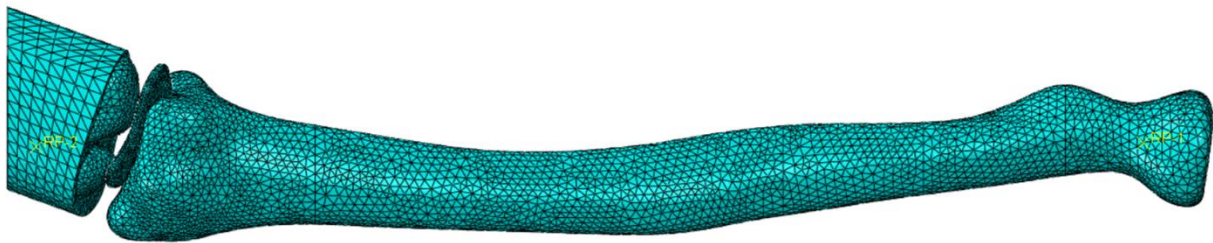


Figure II-C-1-3 : Maillage utilisé pour mener le calcul éléments finis sur le modèle d'articulation radio-carpienne avec prothèse isoélastique

Au niveau du contact entre la prothèse et l'os, nous supposons un contact avec frottement. La valeur choisie pour le coefficient de frottement est de 0,26. Cette valeur a été préalablement déterminée en suivant la norme ASTM D 1894 entre une plaque de métal lisse et la mousse de polyuréthane généralement utilisée pour simuler l'os trabéculaire (Sawbones®). Les autres conditions aux limites sont les mêmes que dans le précédent modèle.

Afin d'évaluer quantitativement le niveau de déformation de l'os cortical, nous proposons de créer sur les deux modèles 8 jauges virtuelles disposées sur la surface extérieure du radius, Figure II-C-1-4. Sept d'entre elles sont positionnées conformément aux jauges de déformation placées expérimentalement dans l'étude de Completo (Completo et al., 2017b). La 8^{ème} est positionnée au niveau de l'incisure ulnaire du radius. Il s'agit de l'une des zones où la consolidation osseuse a été constatée, les autres étant couvertes par les 7 autres jauges. Le placement des jauges a été ajusté proportionnellement à la longueur totale du radius. En effet, le radius

segmenté mesure 234 mm de long alors que celui utilisé dans leur étude mesurait 250 mm. Comme le radius segmenté est issu d'un avant-bras droit et que celui de l'étude expérimentale est issu d'un avant-bras gauche, des opérations de symétrie ont permis de retrouver les bonnes coordonnées. Une fois ces étapes réalisées, nous obtenons pour nos deux modèles des jauges virtuelles, Figure II-C-1-4, sur lesquelles les déformations moyennes (minimum et maximum) seront calculées. Par ailleurs, les niveaux de déformation seront comparés qualitativement au niveau de l'interface os-prothèse et de la surface externe de l'os cortical.

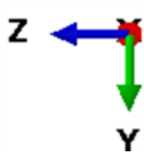
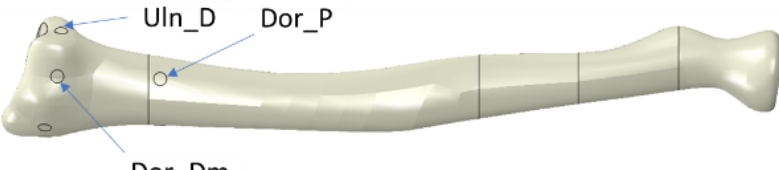
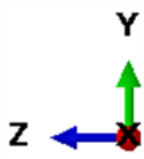
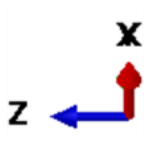
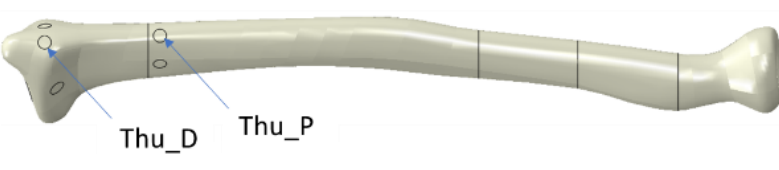
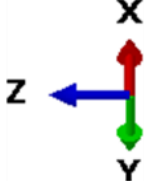
Position et désignation des Jauges	Orientation	Plan du radius
 Pal_D Pal_P	 Z Y	Plan palmaire
 Uln_D Dor_P Dor_Dm	 Y Z	Plan dorsal/ côté petit doigt
 Dor_Dl	 X Z	Plan dorsal
 Thu_D Thu_P	 X Z Y	Plan côté pouce

Figure II-C-1-4 : Position des jauges virtuelles

2. Résultats

Au niveau de la première étape de calcul, l'appui distal entre les os du carpe et le radius change. Effectivement, le décalage de SL ayant été opéré le long de l'axe Z crée un écart entre le lunatum et le radius. Comme la rotation est permise autour du

point de référence RP-2, lorsque la pression est appliquée, les os du carpe tournent de 18° autour de l'axe X, Figure II-C-2-1. Les contacts entre le radius et la pièce SL sont retrouvés. En conséquence, la nouvelle position dans laquelle passe l'effort de 350N correspond alors à un appui avec une déviation ulnaire de 18° .

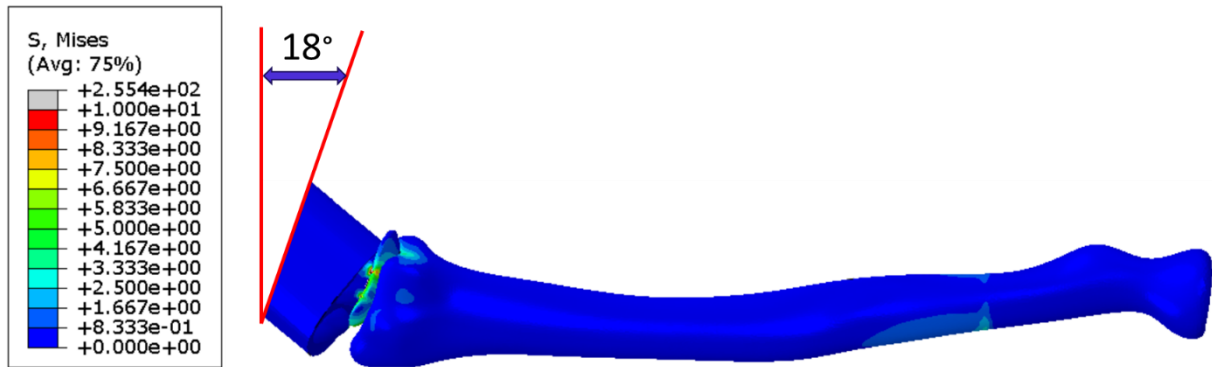


Figure II-C-2-1 : Rotation résultante de l'application de l'effort de 350 N

Avant implantation, les déformations se situent dans la partie distale du radius, Figure II-C-2-2A. Après implantation, il existe localement des déformations près de 10 fois supérieures à celles qui existaient, Figure II-C-2-2B. Nous ne pouvons donc pas dire que la prothèse permet, sur ce point, de conserver les déformations préexistantes dans le radius. D'ailleurs, il est probable que ces déformations trop importantes pour l'os se traduisent à terme par une dégradation locale de l'interface os-prothèse. Ce constat n'est pas contradictoire avec l'expérience. En effet, dans certains cas un écart est observé entre la prothèse et l'os même 8 ans après implantation, Figure II-C-2-2C. Cela serait généralement le signe d'un descellement, mais comme il n'est pas associé à une perte de densité osseuse ailleurs dans l'épiphyse distale, ce n'est pas le cas.

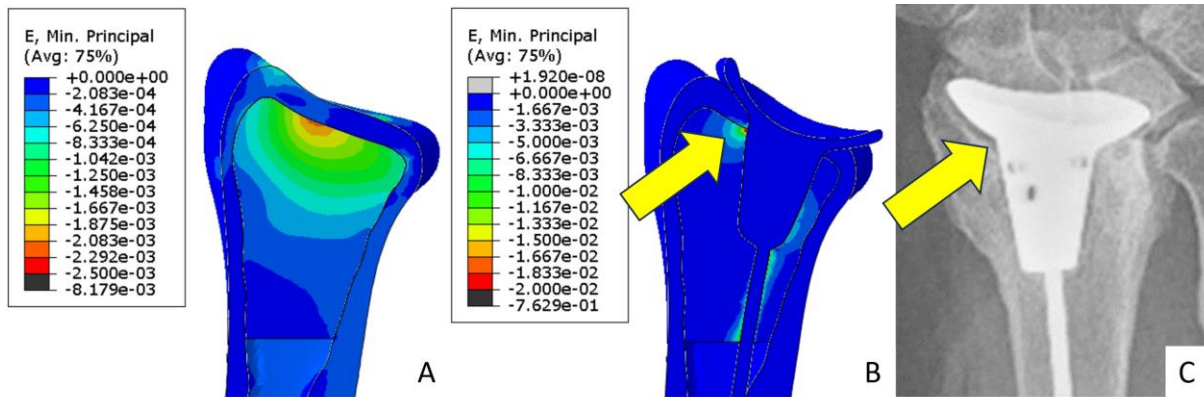


Figure II-C-2-2 : A. Champ de déformation minimale principale avant implantation, B. Après implantation, C. Radiographie du radius plusieurs mois après implantation montrant une radioluminescence au niveau de la prothèse

Dans un second temps, nous nous intéressons aux déformations de l'os cortical. Nous proposons de comparer d'abord le champ de déformation principale absolue avec et sans prothèse de l'os cortical, Figure II-C-2-3. Nous visualisons donc la déformation minimum ou maximum dépendamment de laquelle des deux est prépondérante. Si nous nous intéressons à la diaphyse, nous constatons qu'avant implantation, le champ est caractéristique d'un mode de sollicitation mixte, compression et flexion. Après implantation, la composante de compression est presque nulle. Cela est dû en partie à la tige qui rigidifie partiellement la structure et d'autre part, au fait qu'une fraction plus importante de l'effort n'est plus transmise longitudinalement dans le radius (18° de déviation ulnaire). Au niveau distal, le champ de déformation est complètement modifié par l'implantation de la prothèse. Ce qui est cependant évident, c'est que le niveau de déformation est supérieur à celui qui préexistait.

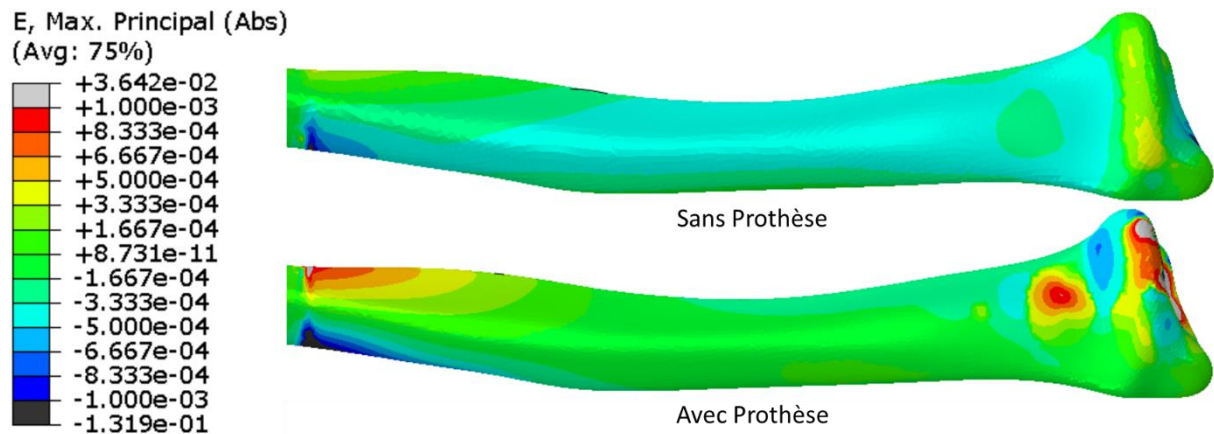


Figure II-C-2-3 : Champ de déformation principale absolue de l'os cortical du radius

Nous procédons maintenant à une évaluation quantitative du niveau de déformation de l'os cortical. Nous comparerons d'abord les déformations mesurées avant et après implantation de la prothèse dans la partie distale, Figure II-C-2-4. Dans la majorité des cas, la déformation mesurée avant implantation est inférieure à celle mesurée après. Nous mesurons sur l'ensemble des jauges une augmentation de 58% des déformations sur le radius après implantation de la prothèse par rapport à avant implantation pour le chargement de 350 N.

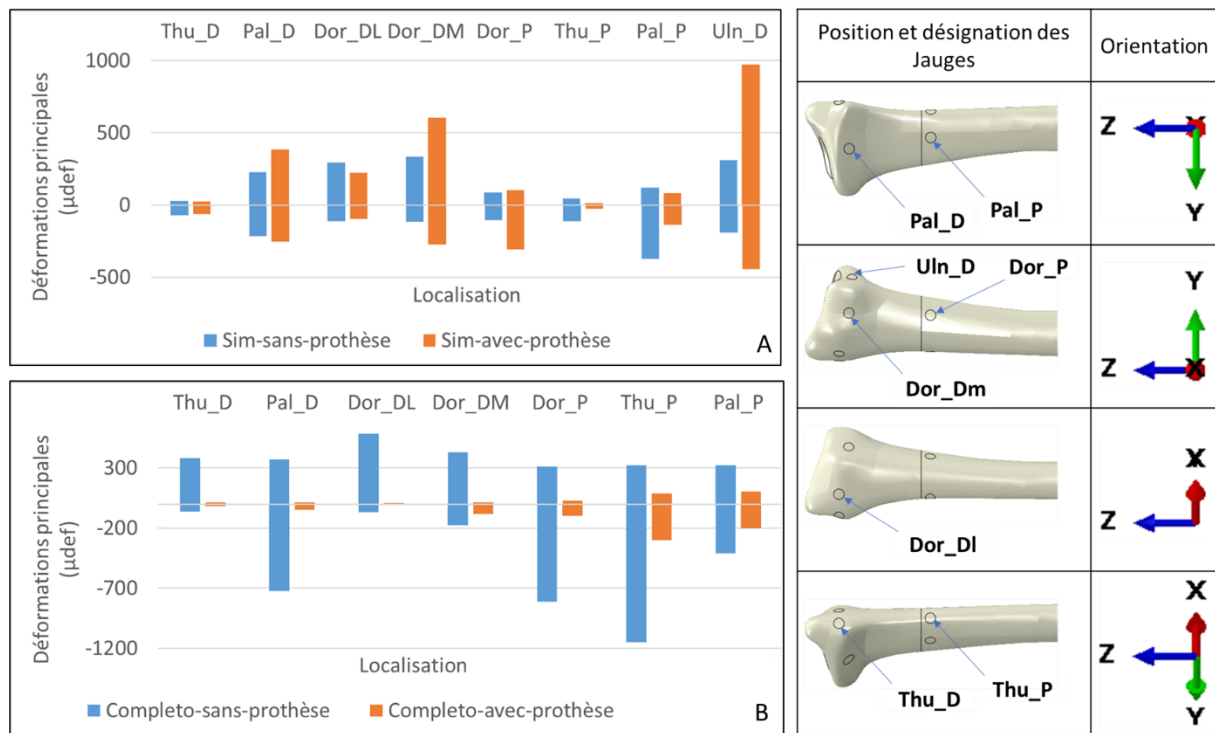


Figure II-C-2-4 : Microdéformations mesurées au niveau des jauges de déformations virtuelles ; en bleu, avant implantation ; en orange, après implantation ; A, Données de simulation ; B, Données expérimentales issues de la littérature (Completo et al., 2017b)

Le dernier point à traiter concerne l'estimation de la valeur de la force supportée par la partie distale du radius. Pour cela, nous proposons une évolution de l'équilibre des forces dans la prothèse vu précédemment, Figure II-C-2-5. Pour établir cet équilibre, nous faisons l'hypothèse que la prothèse est un solide rigide soumis à trois forces. Si nous projetons le bilan des forces sur l'axe vertical Z, nous obtenons :

$$\vec{F}_1 \cdot \vec{z} + \vec{F}_2 \cdot \vec{z} + \vec{F}_3 \cdot \vec{z} = 0 \quad (4)$$

$$\vec{F}_1 \cdot \vec{z} = 350 \text{ N (Valeur théorique)}$$

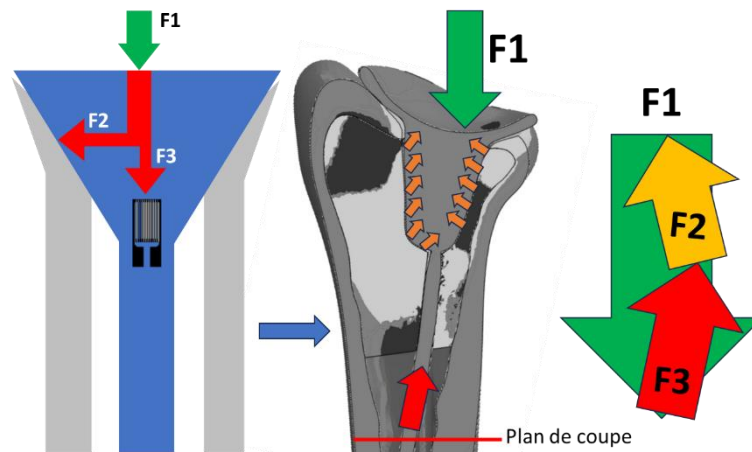


Figure II-C-2-5 : Représentation de l'équilibre des forces dans la prothèse

Nous proposons une méthode pour calculer $\|\vec{F}\|$. Si nous considérons une coupe perpendiculaire à l'axe de la tige de la prothèse située à 50mm de son extrémité distale, plan de coupe, Figure II-C-2-5, Nous observons un champ de déformation caractéristique d'un cylindre en compression, Figure II-C-2-6. En effet, la moyenne des contraintes maximales ($1,8 \cdot 10^{-5}$) est égale à 0,31 fois la moyenne des contraintes minimales ($-5,85 \cdot 10^{-5}$). Si nous étions en compression pure, le rapport aurait été d'exactly 0,3 puisque nous avons renseigné un coefficient de Poisson pour le titane égal à 0,3. De plus, les directions minimales sont quasiment toutes alignées selon l'axe de la tige. Nous pouvons donc considérer que nous sommes face à un chargement de compression pure.

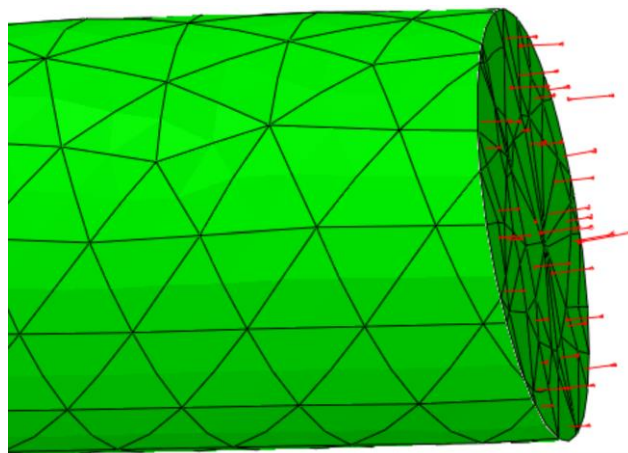


Figure II-C-2-6 : Direction principale minimale au niveau de la section

Connaissant la déformation longitudinale de la tige et le module d'Young du matériau, nous pouvons remonter à la force nécessaire pour déformer la tige. Ainsi,

$$\|\vec{F}\| = SE\varepsilon_{min} \quad (5)$$

$$S = \pi \cdot 1,25^2 \text{ mm}^2 = \text{Section de la tige}$$

$$E = 110\,000 \text{ MPa} = \text{Module d'Young du titane}$$

$$\text{et } \varepsilon_{min} = -5,85 \cdot 10^{-5} = \text{Déformation minimale}$$

$$\|\vec{F}\| = 31,6 \text{ N}$$

L'axe de la tige étant pratiquement vertical, nous pouvons supposer que $\vec{F}_1 \cdot \vec{z} \approx 31,6 \text{ N}$. Nous trouvons finalement $\vec{F}_2 \cdot \vec{z} \approx 318,4 \text{ N}$. Cette estimation indiquerait que 91 % de l'effort transmis à la prothèse serait finalement transmis directement à l'épiphyse distale et 9% au canal médullaire et à l'épiphyse proximale. Cette estimation n'est valable que pour le chargement et l'orientation de la main simulés. Il est fort probable que d'autres orientations proposent des répartitions tout à fait différentes. Il serait donc très intéressant d'instrumenter une prothèse. Si nous plaçons un capteur de déformation à ce niveau sur la tige, et avec des calculs analytiques avec moins d'hypothèses, nous devrions pouvoir remonter à l'effort encaissé par la partie distale du radius.

3. [Discussion](#)

La question de la pertinence de la comparaison entre le modèle avec et sans prothèse se pose puisque le chargement est appliqué dans un cas avec les os du carpe en position neutre et dans l'autre avec une déviation ulnaire de 18°. En se basant sur les résultats obtenus par Completo, Figure II-C-3-1, nous constatons qu'il n'y a que peu de différences pour les deux types de chargement au niveau des jauges de déformation. De plus, l'inclinaison qui résulte du repositionnement des os du carpe n'est que de 18° contre une inclinaison de 45° testée. Nous pouvons donc supposer que la différence n'en sera que plus faible.

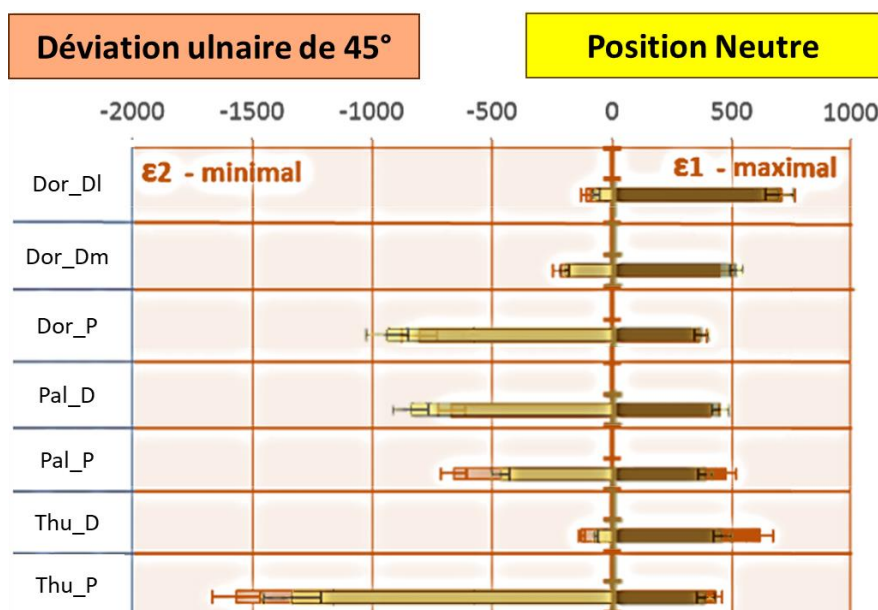


Figure II-C-3-1 : Niveau de déformation obtenu au niveau du radius intact pour un chargement neutre et avec une inclinaison ulnaire de 45°(Completo et al., 2017b)

L'une des premières améliorations à apporter au modèle serait de translater les os du carpe non pas suivant l'axe Z, mais suivant une autre direction qui pourrait garantir à l'instant initial le contact entre le radius et le scaphoïde et le lunatum. L'idéal serait même d'obtenir des images d'un avant-bras opéré en position neutre après opération pour visualiser la position relative réelle de ces os.

Un deuxième point d'amélioration concernerait le contact entre la partie texturée de la prothèse et l'épiphyse distale du radius. Pour le moment, la valeur retenue est la même que pour les autres contacts os-prothèse. Or la texturation est présente pour favoriser l'ostéo-intégration et augmenter le coefficient de frottement. Dans l'étude de Bajuri (Bajuri et al., 2012b) la valeur de 0,8 est proposée pour modéliser ce contact pour ces raisons (sans validation expérimentale). Dans l'étude de Gislason (Gislason et al., 2017), la prothèse, pourtant non cimentée, est liée à l'os rigidement.

Le niveau de déformation de l'os trabéculaire avant implantation de la prothèse de notre modèle est quatre fois inférieur à celui renseigné dans la littérature, Figure II-C-3-2. En effet, ils affichent un niveau de déformation de 0,01 au niveau distal du radius. Deux choses peuvent expliquer ces différences, d'abord notre effort est réparti entre deux points de contact et non un seul, comme dans cette étude. De plus, l'épaisseur d'os cortical dans leur modèle semble être plus faible que la nôtre. Cela est

probablement dû au fait que les auteurs se basent sur le scanner d'un os synthétique commercial (Sawbones®) et non pas sur un véritable radius.

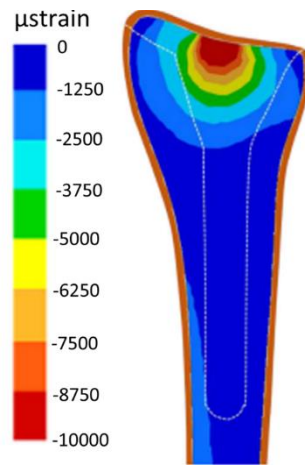


Figure II-C-3-2 : Champ de déformation principale minimale pour un effort de 350N dans l'os trabéculaire (Completo et al., 2017b)

Finalement, nous comparons les déformations mesurées au niveau des jauges virtuelles de notre modèle à celles mesurées expérimentalement dans l'étude de Completo, Figure II-C-2-4. B. Nous constatons que pour la prothèse Maestro, le niveau de déformation moyen est diminué de 82% après implantation. La chute des déformations au niveau de l'os cortical du radius est généralement associée à une perte de densité osseuse et à terme, à un descellement des prothèses. A l'inverse, l'augmentation des déformations après implantation de la prothèse isoélastique est associée à de la consolidation osseuse que nous observons cliniquement. Nous pouvons donc conclure que ce modèle numérique permet de valider l'hypothèse initiale que nous avons formulé quant à l'origine de la consolidation osseuse observée.

III. Développement d'une instrumentation pour les études biomécaniques

Le modèle numérique a permis de définir des conditions aux limites réalistes pour l'essai de chargement du radius. Les déformations ont également pu être mesurées au niveau de jauges virtuelles et plus généralement en tout point du modèle. Finalement, les efforts transmis à l'épiphyse distale du radius et à la tige de la prothèse ont été calculés. Notre modèle numérique est basé sur de nombreuses hypothèses. Il nous donne des estimations des grandeurs réelles. Si nous souhaitons obtenir des valeurs réelles, nous devons mettre en place un essai biomécanique. Avant cela, l'instrumentation permettant de mesurer ces grandeurs doit être mise en place et sa capacité évaluée.

Nous proposons une instrumentation qui inclura :

- Une méthode de mesure de surface de contact et d'efforts pour l'articulation radio-carpienne
- Une méthode de mesure des déformations par stéréo-corrélation d'images numériques pour l'os cortical
- Une méthode d'instrumentation de pièce métallique par enfouissement de capteur pour la prothèse

A. Méthode de mesure des efforts au niveau de l'articulation

L'instrumentation mise en place dans cette partie doit nous permettre de localiser les centroïdes et de mesurer les efforts en ces points. Dans l'idéal, les dimensions des surfaces de contact seront également évaluées. Ces grandeurs pourront être comparées aux données de la littérature

Auteur	Fossette scaphoïdienne	Fossette lunarienne	TFCC
Schuind, 1995	55,1%	35,3%	9,6%
Majima, 2008	52%	42%	6%
Tubiana, 2008	60%	40%	-
Markolf, 1998	80%	20%	-

, Figure I-A-1-8.

1. Développement d'un capteur d'identification de surface de contact

Pour concevoir un film sensible à la pression, nous avons superposé deux films de Polytétrafluoroéthylène (PTFE). Entre ces deux films est étalée une couche fine de peinture acrylique de viscosité suffisante pour ne pas couler sous le poids de la surface supérieure, mais suffisamment fluide pour être « chassée » lorsqu'un effort est appliqué sur le film. La superposition des deux films ainsi que la couche de peinture acrylique forment ainsi un capteur d'un demi-millimètre d'épaisseur, ce qui lui confère une souplesse suffisante pour se conformer à la surface articulaire distale du radius, Figure III-A-1-1. Afin d'analyser la sensibilité du capteur, un protocole de test est proposé.

La première étape consiste à concevoir un dispositif pour tester le capteur. Ce dispositif doit permettre de le fléchir comme il le serait à l'interface entre le radius et les os du carpe. Il doit également permettre de transmettre un chargement équivalent à celui qu'il y subirait. Sur des modèles synthétiques d'os à notre disposition, nous mesurons les rayons de courbure au niveau des contacts entre radius/ lunatum dans deux orientations (depuis la face postérieure et latérale), Figure III-A-1-1. Les rayons retenus sont pour le radius un rayon de 5mm et un rayon infini (qui correspond à une très faible courbure). Pour le scaphoïde, le rayon est de 4 mm dans les deux directions. Pour garantir la position du contact, quatre colonnes de guidage sont ajoutées au dispositif. Le montage est fabriqué en impression 3D, sur notre imprimante M200 plus Zortrax. Le matériau utilisé est du Z-ABS. La pièce est imprimée avec une densité de 100%.

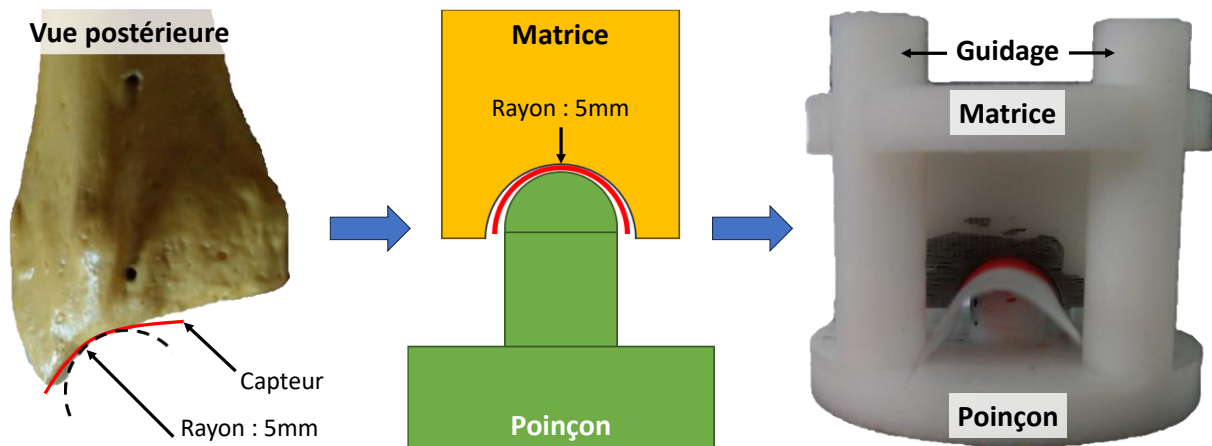


Figure III-A-1-1 : Conception du système de test de sensibilité à la courbure

Afin de valider notre capteur, nous souhaitons obtenir des valeurs de références pour la taille des surfaces qui seront mesurées. Si nous faisons l'hypothèse que nos matériaux sont homogènes isotropes et que leur comportement est élastique, alors nous pouvons utiliser la théorie du contact de Hertz. Nous simulons un contact sphère cylindre décrit dans la littérature (Young and Budynas, 2002), Figure III-A-1-2. La surface de la sphère est en ABS et la surface du cylindre en PTFE (puisque couvert par le capteur). La forme de la surface de contact est une ellipse de grand rayon a et de petit rayon b .

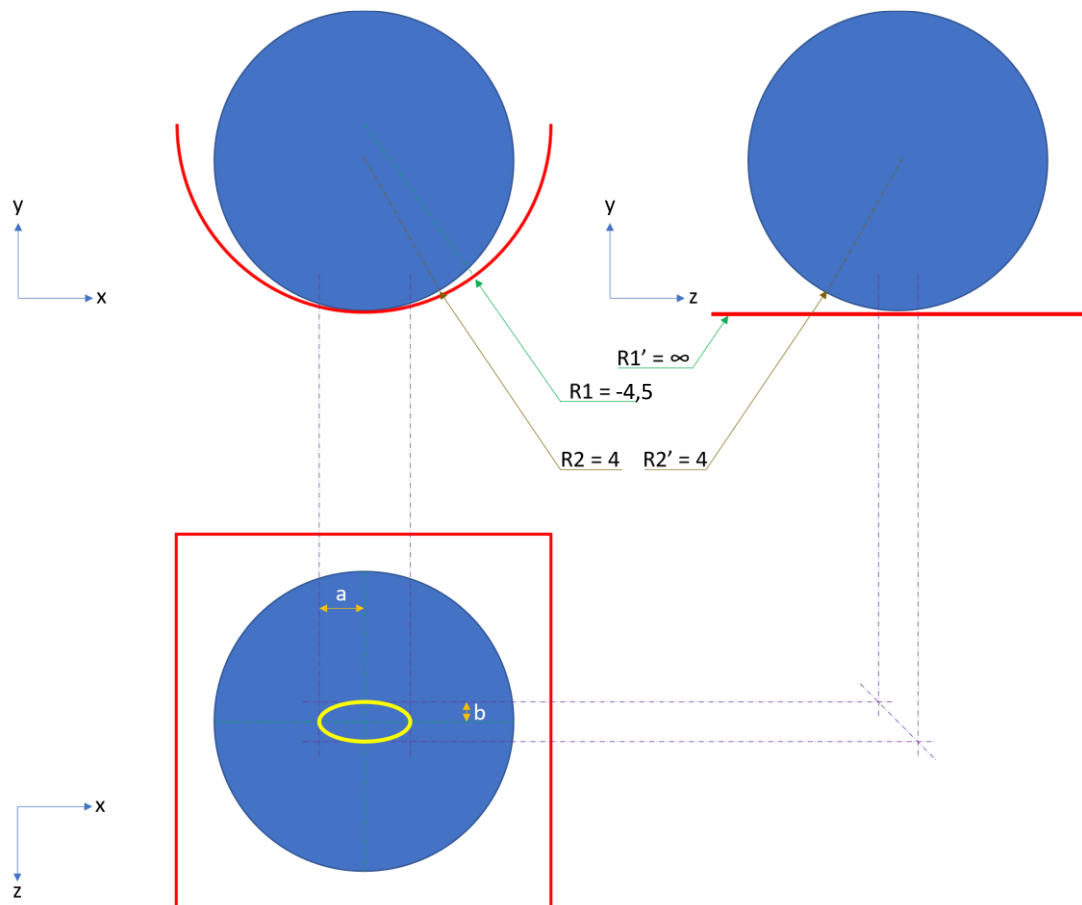


Figure III-A-1-2 : Contact ponctuel de Hertz dans une liaison sphère (indice 1)
cylindre (indice 2)

La surface d'une ellipse est donnée par la formule :

$$S = \pi \cdot a \cdot b \quad (6)$$

Sachant que les demi-rayons, en millimètre, sont donnés par les formules :

$$a = 1,24 \sqrt[3]{FK_D C_E} \quad (7)$$

$$b = 0,83 \sqrt[3]{FK_D C_E} \quad (8)$$

F est la force appliquée en newton.

K_D est une constante liée à la géométrie des surfaces en contact.

C_E est une constante liée aux propriétés mécaniques du matériau utilisé.

$$C_E = \frac{1 - \nu_1}{E_1} + \frac{1 - \nu_2}{E_2} \quad (9)$$

E_1 et ν_1 sont le module de Young et le coefficient du Z-ABS et E_2 et ν_2 du PTFE.

$$K_D = \frac{1,50}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R'_1} + \frac{1}{R'_2}} \quad (10)$$

R_1 et R'_1 correspondent au rayon mesuré sur le cylindre. Comme le film de PTFE mesure 0,5mm d'épaisseur, nous considérerons un rayon de 4,5mm et non plus de 5mm, le deuxième rayon reste infini. R_2 et R'_2 correspondent au rayon de l'hémisphère en ABS, le rayon n'a pas changé et reste égal à 4mm.

Concernant les propriétés mécaniques de nos matériaux, le comportement de l'ABS prototypé est généralement considéré comme orthotrope et non isotrope (Berthe, 2022). Or pour utiliser la théorie du contact de Hertz nous devons avoir des matériaux isotropes. Nous considérerons le module mesuré dans le sens d'empilement des couches comme notre module de Young, $E_1 = 1080\text{MPa}$. Et la moyenne des coefficients de Poisson mesurés transversalement à cette direction comme notre coefficient de Poisson, $\nu_1 = 0,34$. Pour le PTFE, le coefficient de poisson ν_2 est de 0,46 en compression (Rae and Brown, 2005). Le module d'Young est généralement considéré entre 400 et 552MPa (Ashby et al., 2007). Comme nous sollicitons perpendiculairement au sens d'étirage du film, nous le supposons le plus faible possible, soit $E_2 = 400\text{MPa}$. Les surfaces sont calculées pour une force de 25, 50, 100 et 200N. Les résultats du calcul analytique sont donnés Figure III-A-1-3.

Force (N)	25	50	100	200
a (mm)	0,73	0,92	1,16	1,46
b (mm)	0,49	0,62	0,78	0,98
Surface de contact (mm ²)	1,90	3,01	4,78	7,59

Figure III-A-1-3 : Surface de contact calculée analytiquement pour différentes forces

Le montage est placé sur une machine d'essai Intron 5944 équipé d'une cellule de force uni axiale de 1kN. Un plateau de compression est monté sur le bâti. La cellule de force est montée sur la traverse de la machine et une sphère est fixée à son extrémité. Le montage est positionné entre le plateau de compression et la sphère, Figure III-A-1-4. La sphère permet de localiser l'effort à l'aplomb du contact matrice/poinçon.

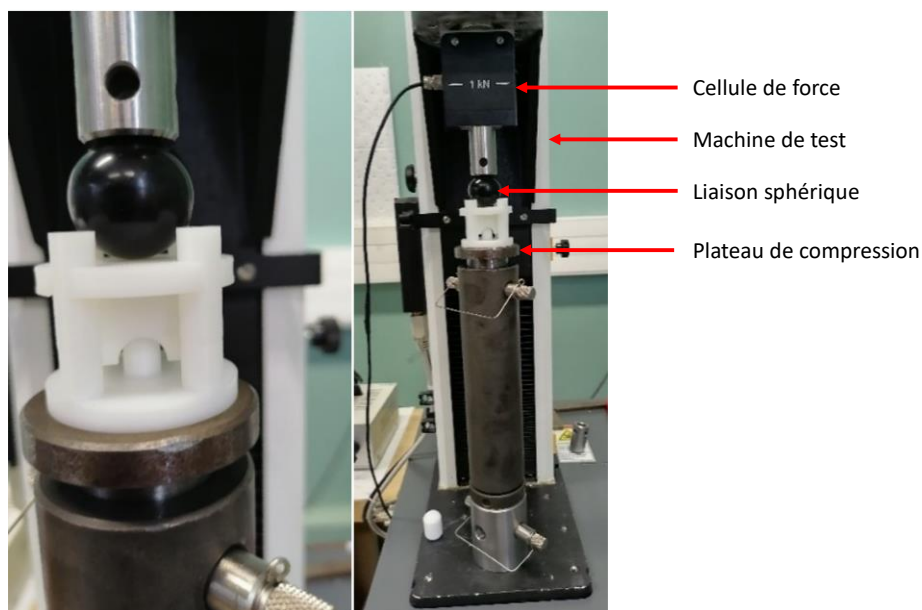


Figure III-A-1-4 : Dispositif de sollicitation du film sur la machine de test

Le protocole de test consiste à déplacer la traverse vers le bas à une vitesse de 1mm/min. Lorsque la traverse touche le dispositif, la charge commence à augmenter. L'essai s'arrête lorsqu'une valeur de force est atteinte. Cette valeur est soit 25, soit 50, soit 100 soit 200N. D'après le modèle numérique, nous devrions mesurer des forces de l'ordre de 150 à 190N pour le chargement nommé 50 %. Les plus petites valeurs sont prises pour vérifier la linéarité du capteur. De plus, comme la rigidité de l'os est bien plus importante que l'ABS ($E = 16700\text{MPa}$ et $\nu = 0.3$) la dimension des surfaces

à mesurer sera plus petite. Mettre une plus petite force permettra également de voir si nous sommes capables de mesurer ces dimensions de surface de contact. Une fois la force atteinte, elle est maintenue 5 secondes avant que la traverse se déplace vers le haut pour décharger l'essai. Nous reproduisons le test 5 fois pour chaque valeur de force. Nous réalisons donc 20 essais.

Le capteur est extrait du dispositif en fin d'essai. Il est ensuite disposé sur un papier millimétré. Le papier est placé sur une surface rétroéclairée. Une caméra MAKO G-131B POE est positionnée à distance fixe de l'échantillon. Une image est acquise pour chaque échantillon, Figure III-A-1-5.



Figure III-A-1-5 : Numérisation des empreintes

Comme attendu, les surfaces de contact sont elliptiques, Figure III-A-1-6. Le grand et le petit rayon sont mesurés pour chaque empreinte à l'aide du logiciel ImageJ (Wayne Rasband, Etats-Unis).

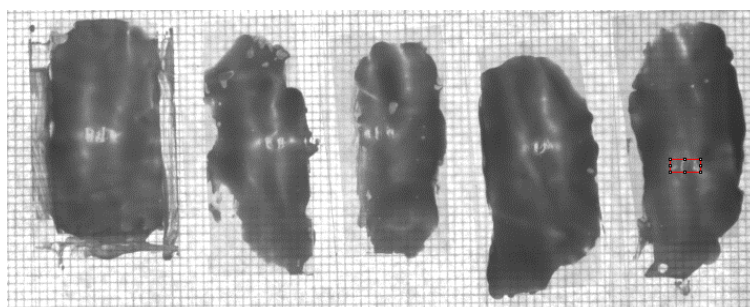


Figure III-A-1-6 : Surfaces de contact mesurées pour une charge de 25N

Les surfaces peuvent alors être calculées simplement. La moyenne et écart-type pour chaque force sont calculés et comparés aux valeurs analytiques, Figure III-A-1-7.

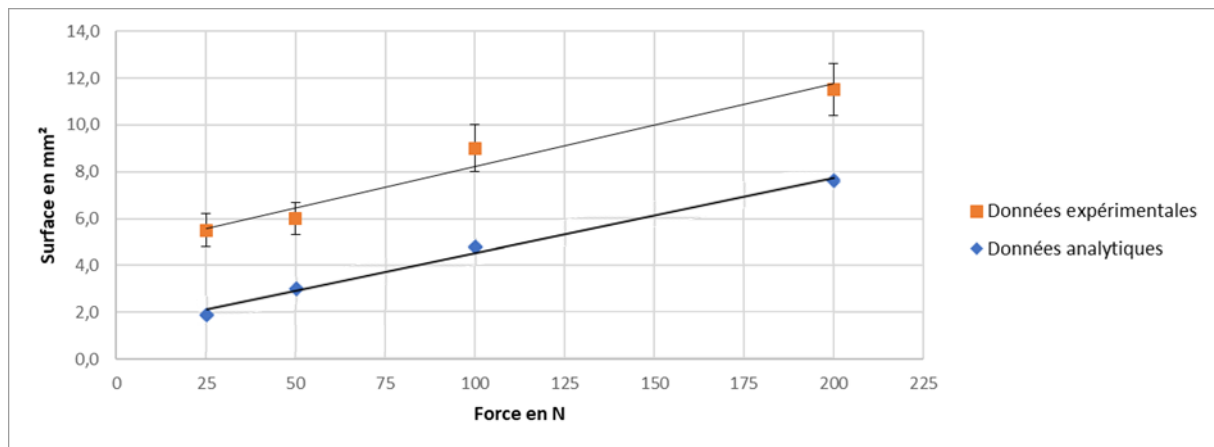


Figure III-A-1-7 : Comparaison des valeurs de surface de contact calculées avec celles mesurées en fonction de la force appliquée

On constate que les valeurs calculées sont inférieures aux valeurs expérimentales mesurées. L'écart entre les valeurs expérimentales et numériques est pratiquement constant. Il est égal à 3,7 mm². Rien dans la formule analytique ne permet d'expliquer un écart constant. Il est probable que l'écart vienne d'une irrégularité de la géométrie de la matrice ou du poinçon. Une mesure avec un moyen plus conventionnel comme les films de Fuji pourrait être envisagée pour déterminer si cet écart vient effectivement de la géométrie du montage.

La deuxième question à laquelle nous souhaitons répondre est, est-ce que la mesure expérimentale imprimée sur le capteur est répétitive de la dimension du contact réelle sans le capteur ? Pour cela nous avons calculé le cas où nous avons un contact direct de la matrice et du poinçon ayant les propriétés mécaniques de l'os et un deuxième cas où nous avons l'os en contact avec le capteur en PTFE, Figure III-A-1-8. Il a été trouvé qu'il existait un rapport de proportionnalité constant de 7,83 entre la valeur théorique du contact entre le PTFE/ os et os/ os. Cela signifie qu'il nous suffit de diviser par 7,83 la valeur mesurée sur le capteur pour avoir la valeur réelle de la dimension de la surface.

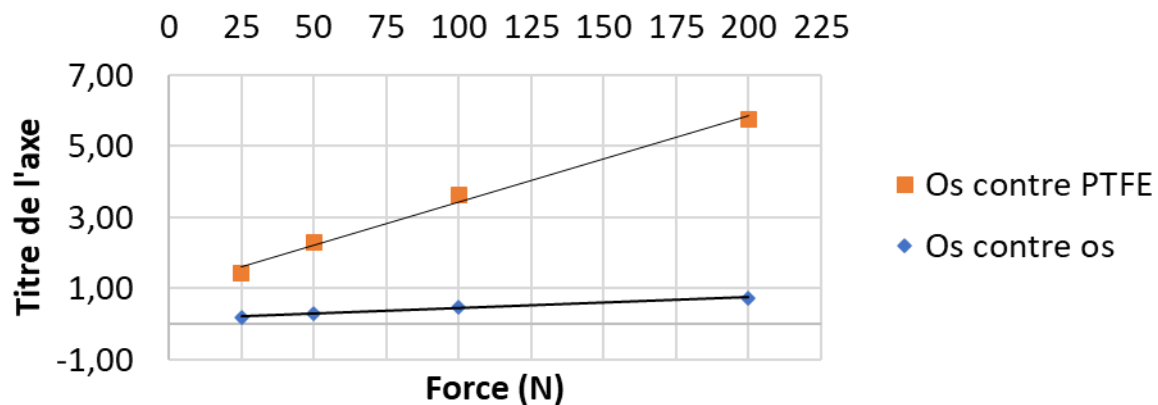


Figure III-A-1-8 : Comparaison de la dimension de la surface théorique entre deux os et entre l'os et le capteur

Pour conclure sur ce capteur, si nous validons à l'aide d'une méthode conventionnelle les valeurs déterminées expérimentalement alors notre capteur pourra être utilisé pour mesurer la surface des contacts. Par ailleurs, il permet de localiser un point de contact et pourra être utilisé pour positionner les capteurs de force que nous allons étudier. De plus le montage qui a été développé pour tester notre capteur pourra être utilisé pour évaluer, par exemple, la sensibilité à la flexion du capteur de force.

2. Capteurs FlexiForce

Afin de compléter la caractérisation des contacts de l'articulation radio-carpienne, nous souhaitons obtenir la mesure de la force au niveau des deux centroïdes. Comme nous l'avons montré numériquement précédemment, pour le chargement nommé 50 %, nous devrions mesurer environ 150 N sous le lunatum et 180 N sous le scaphoïde. Pour cela nous avons à disposition des capteurs de force FlexiForce B201-M, Figure III-A-2-1.

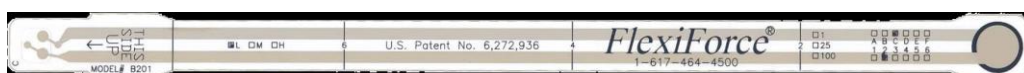


Figure III-A-2-1 : Capteurs FlexiForce modèles B201

Il s'agit de capteurs bon marché, réutilisables et utilisés couramment dans les applications biomécaniques. La charge maximum pour ce modèle est de 450N. A la différence des capteurs wrist 4201 utilisés par Erhart (Erhart et al., 2012), ces capteurs ne réalisent qu'une mesure de force et ne permettent pas d'identifier la surface du contact. Il est préconisé par le fabricant de conditionner puis de calibrer les capteurs. Pour cela, le capteur doit être placé sur une surface plane dure dont la dimension est au moins égale à celle du capteur. Ensuite, l'ensemble est positionné sur une machine d'essai configurée en compression. Une pastille cylindrique de diamètre inférieur au diamètre du capteur est placée entre la traverse de la machine et le capteur, Figure III-A-2-2.

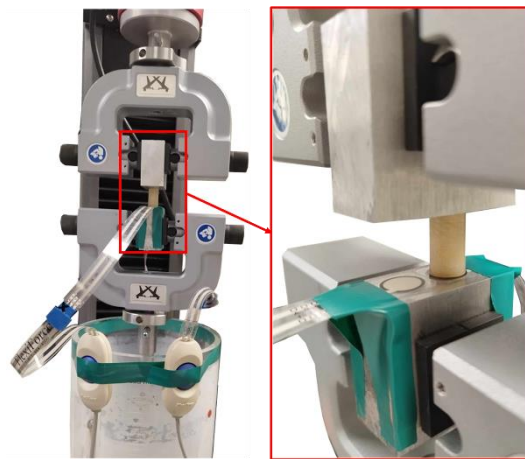


Figure III-A-2-2 : Montage pour le conditionnement/ calibration des deux capteurs utilisés pour le test sur le radius

La phase de conditionnement du capteur consiste à le solliciter à 120% de la charge maximale que nous souhaitons mesurer, et ceci plusieurs fois. Dans notre cas la charge maximale étant de 180N, nous le solliciterons à 220N. Il faut alors procéder au réglage du gain du capteur. Il s'agit d'une valeur permettant d'amplifier le signal. Par exemple, si nous souhaitons mesurer une force de 10N alors que la plage de fonctionnement normal de notre capteur est 0 – 450N, alors nous risquons d'être dans le bruit du capteur lorsque nous chercherons à mesurer ces 10N. En effet, en dessous de 5 % de la valeur maximale (soit ici 22,5N dans le réglage par défaut) les signaux sont trop faibles pour être lus correctement. Si maintenant nous réglons notre gain assez haut, la plage de notre capteur sera réduite de 0 – 50N. Notre valeur de 10N

correspond alors à 20 % du maximum que notre capteur pourra lire. A ce moment, comme la valeur est supérieure à 10 % alors nous serons capables de le mesurer. Ce constat est également vrai lorsque nous nous rapprochons de la valeur maximale de la plage de mesure. L'objectif est alors d'estimer la force maximale et de régler le gain de façon à que l'on atteigne le maximum de notre plage de mesure pour 120 % de la force maximale. Ensuite deux méthodes de calibration sont proposées. La première consiste à charger le capteur à 50% et à supposer un comportement linéaire. La deuxième méthode consiste à charger le capteur à 20 et 80% et à faire l'hypothèse que le comportement est quadratique. De manière générale, il a été montré que la calibration quadratique utilisant 3 points de mesure (2 mesurés et le point zéro) permettait d'avoir une mesure plus précise que la méthode avec un seul point (Brimacombe et al., 2009). Il existe une exception lorsque les valeurs mesurées sont dans des plages inférieures à 15% de la capacité du capteur (Wilson et al., 2006). Brimacombe propose des méthodes à 3 et 10 points mesurés. Il montre que plus le nombre de points de mesure est important, meilleure sera la calibration du capteur. Cependant ces méthodes ne prennent pas en compte deux phénomènes : l'évolution de la surface de contact au fur et à mesure du chargement, et ensuite la courbure du capteur lors de la mesure.

Nous proposons donc ici une méthode afin d'évaluer l'influence de ces deux paramètres sur la précision de mesure du capteur. Le fonctionnement normal du capteur se caractérise par les grandeurs décrites Figure III-A-2-3. Si les variations induites par l'évolution de la surface de contact ou par la courbure du capteur sont supérieures à ces valeurs, alors une méthode de calibration/ correction devra être proposée.

Linéarité	Répétabilité	Hystérésis	Dérive	Temps de réponse	Durabilité	Sensibilité à la Température
< ±3%	< ±2.5%	< 4.5 %	<5%	< 5 µsec	≥ 3 million d'actionnement	0.36%/°C

Figure III-A-2-3 : Principales caractéristiques du capteur FlexiForce B201

L'hystérésis ne sera pas évaluée dans ce travail. En effet, des délais de 120 secondes sont prévus entre chaque essai comme le préconise Brimacombe (Brimacombe et al.,

2009). De même, pour limiter la dérive, le temps de contact est limité à 5 secondes. Le temps de réponse n'est pas non plus un critère essentiel puisque nos essais, comme la majorité des études sur le sujet, se feront à faible vitesse. Pour la sensibilité à la température, nos machines se trouvant dans des sous-sols, la température y est constante, nous n'évaluerons donc pas ce critère pour le moment. Concernant la durabilité, il n'est pas précisé si elle est valable pour un capteur sur surface courbe, nous nous munirons de plusieurs capteurs pour l'étude afin de nous prémunir d'une casse éventuelle. Les deux grandeurs qui seront finalement évaluées seront la linéarité du capteur et la répétabilité de la mesure.

Conformément à ce qui est préconisé par le fabricant, le capteur est positionné sur une machine Instron 5944 entre deux plateaux de compression, Figure III-A-2-2. Sur la face supérieure du capteur, un cylindre de grande raideur et de diamètre inférieur au capteur (8mm) est positionné au centre du capteur. Le capteur est connecté par USB à un ordinateur et son signal est visualisé sur le logiciel Elf (Tekscan, Etats-Unis). Initialement une sensibilité de 1 (minimale) est choisie. Une consigne en déplacement de la traverse supérieure de la machine de 1mm/min est imposée avec un arrêt lorsque le capteur de force de la machine d'essai atteint 220N. La charge est maintenue pendant 5 secondes puis l'effort est relâché en imposant à la traverse de retourner à sa position initiale. Un minimum de 120 secondes s'écoulent entre deux essais. A chaque essai, la sensibilité est augmentée de 1 jusqu'à ce que le capteur sature. Ainsi la sensibilité optimale est déterminée pour notre capteur. La sensibilité de 12 est retenue pour obtenir une force maximale de 228N. En effet, à une sensibilité de 13 la charge maximale est de 200N donc inférieure au 220N fixé initialement. Ensuite le capteur est calibré suivant le protocole à trois valeurs (0, 20 et 80 %) en appliquant 20 et 80 % de la charge maximale soit 46N et 182N. Les valeurs sont renseignées dans le logiciel d'acquisition Elf. Comme il se passe un petit délai entre le moment où la valeur est enregistrée et le moment où le maximum est atteint (parfois supérieur à la valeur souhaitée), on n'arrive jamais exactement sur la valeur souhaitée. Les valeurs réelles de la force sont notées au moment où la force est enregistrée pour la calibration, Figure III-A-2-4. Le capteur Flexiforce est prêt pour les deux séries d'essais à réaliser.

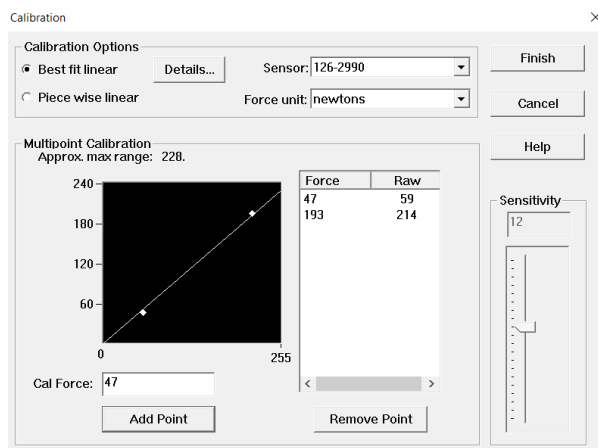


Figure III-A-2-4 : Calibration du capteur

Afin d'étudier l'influence de la dimension de la surface de contact et de la courbure du capteur, deux séries de tests sont réalisées :

La première série de test consiste comme précédemment à comprimer le capteur par l'intermédiaire d'un cylindre, mais cette fois-ci plusieurs dimensions de cylindre sont choisies, 8, 9 et 12mm de diamètre. Chaque efforts 25, 50, 100 et 200N sont appliqués 3 fois chacun. Cela permettra de tester à la fois la linéarité et la répétabilité du capteur. La valeur de la force est acquise tout au long de l'essai avec une fréquence de 10Hz (minimum à 6Hz). Nous disposons donc de 50 valeurs de force lors du maintien de 5 secondes de la force. Nous calculons la moyenne de la force mesurée. Si l'influence de la dimension du contact est mise en évidence, alors une méthode de correction sera proposée.

La deuxième série de test est exactement le même que celle proposée pour caractériser le film sensible, mais il est remplacé par le capteur FlexiForce. Dans cet essai, le capteur est courbé avec un rayon de 5mm, Figure III-A-2-5. Comme nous l'avons vu précédemment, la surface de contact changera en fonction du chargement. Si nous supposons que le capteur a des propriétés mécaniques similaires à notre film PTFE, alors la surface de contact évoluera de 6 mm² entre 25 et 200N. Pour comparaison, lorsque le diamètre du cylindre passe de 8 à 9 mm, la surface augmente de 13mm². Cela signifie que si l'indépendance de la mesure de force à la taille du contact est démontrée par le test 1, alors le test 2 évaluera uniquement l'influence de la courbure. Sinon nous devrons trouver un moyen de dissocier les deux paramètres.

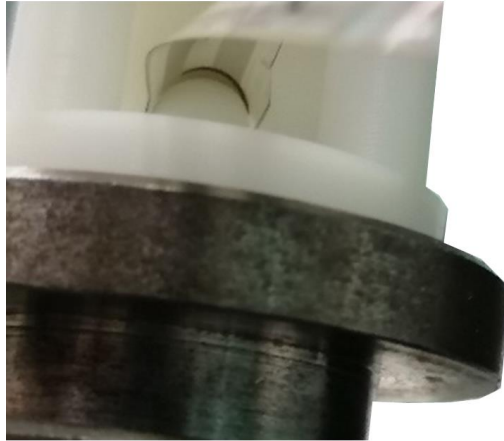


Figure III-A-2-5 : Capteur inséré dans le dispositif de test de film

Dans un premier temps, les essais sur surface plane sont réalisés, Figure III-A-2-5. Le protocole consiste à appliquer un effort de 25, 50, 100 ou 200N à l'aide de la machine de test Instron 5944. La machine est pilotée en déplacement à une vitesse de 1 mm.min⁻¹. La force est mesurée à l'aide d'une cellule de 500 N. Cette force est appelée force théorique, parce qu'elle est supposée égale à la consigne (25, 50, 100 ou 200N). Une fois la valeur de force atteinte, elle est maintenue 5 secondes. La moyenne des 50 valeurs d'effort mesurées par le capteur Flexiforce pendant ce maintien est calculée. La moyenne est mesurée pour les 3 diamètres et les 4 forces par diamètre soit pour 12 essais. L'erreur relative par rapport à la valeur théorique est calculée (25, 50, 100 ou 200 N). Les résultats sont présentés Figure III-A-2-6.

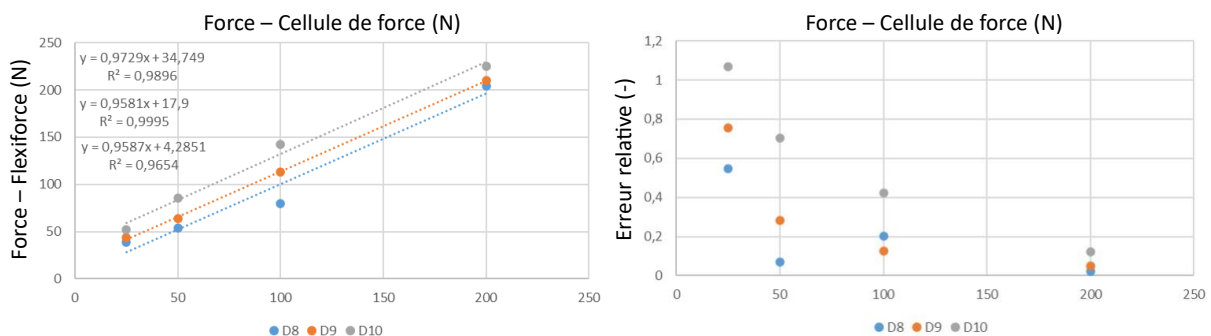


Figure III-A-2-6 : Résultats des essais sur surface plane et diamètre de 8, 9 et 10 mm, (a) Effort mesuré (b) Erreur relative.

En théorie, nous devrions obtenir une droite dont la pente serait 1 car la force mesurée par le capteur Flexiforce devrait toujours être égale à la force réelle, de la même manière, l'ordonnée à l'origine devrait être 0. Nous constatons que le coefficient directeur est effectivement proche de 1 quel que soit la dimension du contact. L'écart est de 2,7%, 4,2% et 4,1% respectivement pour un diamètre de pastille en contact de 8, 9 et 10mm. De ce point de vue, le diamètre n'influe pas sur la variation de la force mesurée. Par ailleurs, si nous regardons l'ordonnée à l'origine, plus le diamètre est grand plus l'ordonnée à l'origine est grande également. Nous trouvons une relation linéaire entre la dimension de la surface et la valeur de l'ordonnée à l'origine. Cette relation est vraie pour une variation de surface entre 0 – 30 mm². Elle est donnée par la formule :

$$\text{ordonnée à l'origine} = \text{ordonnée à l'origine initiale} + 0,93 \cdot \text{variation de la surface}$$

(11)

Où l'ordonnée à l'origine initiale correspond à celle obtenue pour la dimension de surface utilisée pour la calibration. Par ailleurs, comme nous pouvions nous y attendre, l'erreur minimum est trouvée pour le cas où la même dimension de surface est utilisée pour la calibration et pour le test. De plus, l'erreur maximale est déterminée pour les valeurs de force faible (25 et 50N).

Si nous nous intéressons maintenant à l'influence de la courbure du capteur, nous avons estimé une augmentation de l'ordre de 5 mm² pour le test réel Figure III-A-1-8. Nous réalisons une rapide estimation de l'erreur. Si nous supposons que l'erreur évoluera linéairement avec l'accroissement de la surface lors de l'application de l'effort, nous risquons une surestimation d'environ 5N. Sachant que l'effort recherché est entre 150 – 190N, cela représente une erreur maximale de 3,1%. Nous admettrons donc que l'influence de la variation de la taille de surface sera négligeable pour le second test sur l'influence de la courbure.

Pour cette deuxième série de test, des essais ont été effectués avec le capteur courbé avec un rayon de 5mm, Figure III-A-2-5. Comme précédemment les efforts ont été appliqués à 25, 50, 100 et 200N, Figure III-A-2-7 et chaque valeur de force a été mesuré 3 fois.

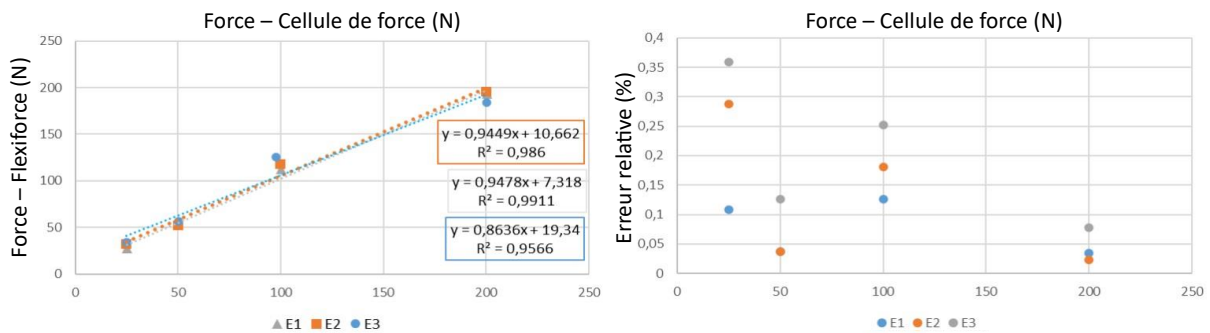


Figure III-A-2-7 : Résultats des essais trois essais sur surface courbe, (a) Effort mesuré (b) Erreur relative

Pour mesurer la répétabilité, nous calculons la dispersion des forces mesurées pour chaque valeur de force théorique. Mathématiquement, cela signifie que nous calculons l'écart-type des valeurs de force obtenu pour chaque valeur de force théorique (25, 50, 100 et 200N). Nous trouvons une moyenne des écart-types en pourcentage de 5,6% avec un maximum à 8,5% pour la valeur de force théorique de 25N. Nous sommes au-dessus des 2,5% de répétabilité annoncée. Seules les valeurs acquises pour la valeur théorique de 200N est inférieur au 2,5% annoncé avec un écart-type en pourcentage de 2,29%. Comme nous sommes censés mesurer des forces de l'ordre de 150 à 180N, cela ne devrait pas poser de problème.

Concernant la linéarité, nous calculons le résidu moyen par rapport à la régression linéaire faite sur l'ensemble des valeurs, Figure III-A-2-8. Nous trouvons une non-linéarité moyen de 5% avec un maximum de 8% d'écart pour la valeur théorique de 100N. Notre essai montre que la valeur de la linéarité annoncée à 3% n'est pas atteinte dans ce cas. Comme nous souhaitons comparer la valeur des forces au niveau des centroïdes, nous proposons de supposer le comportement du capteur comme étant non plus linéaire mais quadratique (en fonction de la force théorique). Nous trouvons alors un résidu équivalent en moyenne, mais beaucoup plus faible entre 100 et 200N. Le résidu relatif est inclus entre 2 et 0%, Figure III-A-2-8. Avec ce modèle, nous sommes capables de mesurer les forces de 150 à 180N très précisément.

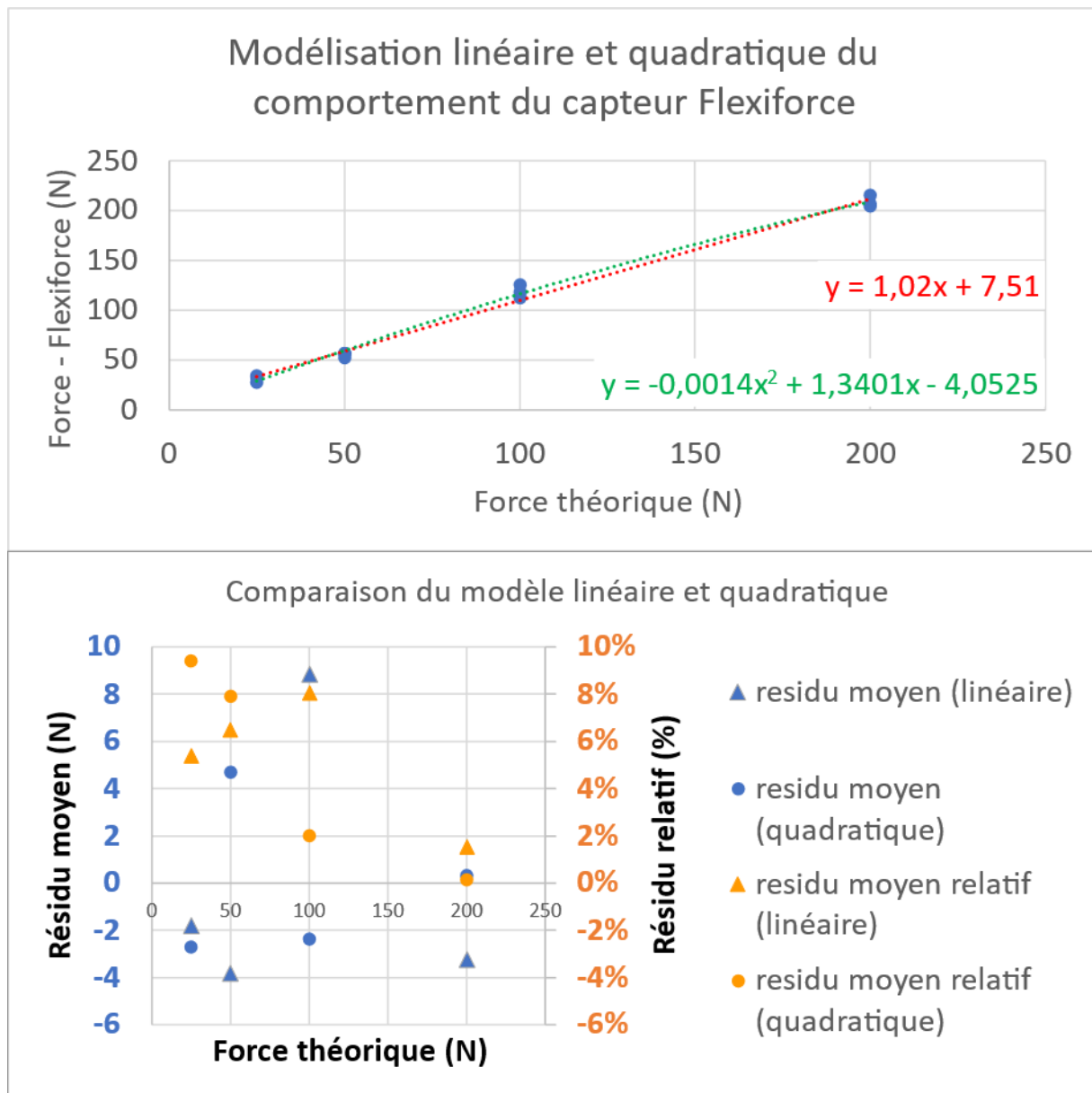


Figure III-A-2-8 : Comparaison entre la modélisation quadratique et linéaire du comportement de capteur Flexiforce

Nos capteurs sont désormais prêts à être utilisés pour mesurer les grandeurs d'intérêt entre le radius et les os du carpe, entre autres la localisation des centroïdes et la répartition des efforts entre ces centroïdes. Cela devrait nous permettre de valider que nous sommes bien capables de reproduire les conditions aux limites simulées sur notre dispositif expérimental.

B. Évaluation d'un système de corrélation d'images

Dans cette partie, nous proposons une méthode afin d'évaluer les performances du système de corrélation d'images mis en place pour nos essais. D'abord, un essai mécanique simple est réalisé. Il s'agira d'un essai de compression. La géométrie de l'échantillon testé, le matériau et le mode de sollicitation sont parfaitement connus. Ensuite, un modèle numérique de cet essai est développé. Enfin, les résultats obtenus par corrélation d'image sont comparés aux résultats obtenus en simulation numérique.

1. Essais mécaniques

Dans l'avant-bras, le radius subit des sollicitations complexes que nous avons décrit pour un appui de 350 N dans le chapitre précédent. De la compression est exercée dans la partie distale où les efforts passent du carpe vers l'avant-bras. La géométrie complexe induit également de la flexion dans la partie diaphysaire, Figure III-B-1-1. Dans cette partie nous ne reproduirons qu'un champ de compression. En effet, si nous sommes capables de mesurer des déformations de l'ordre de 1.10^{-3} en compression, nous serons également capables de les mesurer en traction.

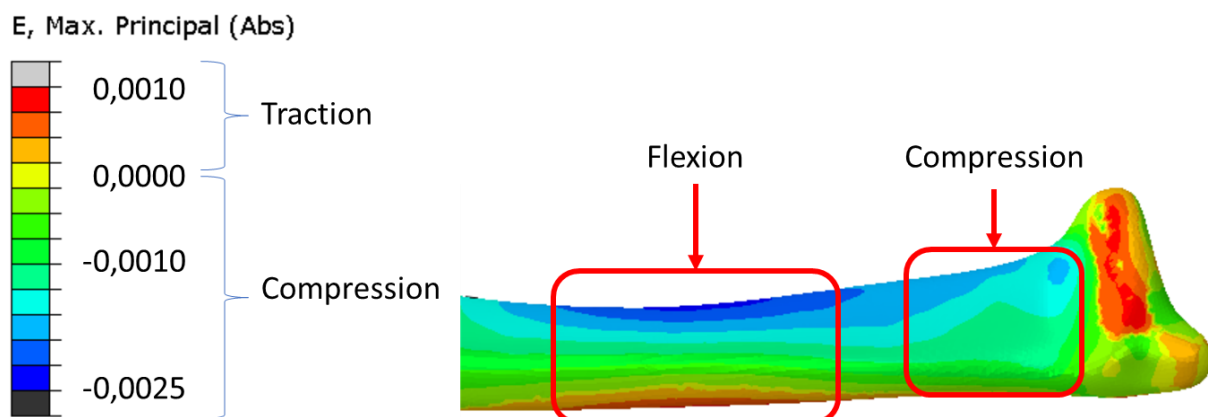


Figure III-B-1-1 : Champs de déformation principale absolue du radius pour un effort de 350 N

Nous allons donc, dans un premier temps, dimensionner un échantillon, afin de pouvoir mesurer un champ de déformation du même ordre de grandeur. Nous choisissons d'utiliser le matériau Z-ABS que nous avons déjà utilisé précédemment. Celui-ci

présente l'avantage de pouvoir être mis en forme rapidement, à la forme et aux dimensions souhaitées, grâce au procédé d'impression 3D. La géométrie à donner à la structure à tester doit présenter des caractéristiques communes avec le radius, mais être suffisamment simple pour que ses déformations puissent être calculées analytiquement. On choisit donc une forme cylindrique.

Afin de limiter l'effort à appliquer, le cylindre sera creux. Le diamètre extérieur est fixé à 15 mm ce qui correspond environ au diamètre de la diaphyse. La longueur est fixée à 56mm afin que la zone complète observable soit incluse dans la fenêtre des caméras. Cela permettra de constater si certains phénomènes au niveau des contacts pourraient perturber les résultats obtenus. Nous choisissons un effort à appliquer du même ordre de grandeur que celui qui sera appliqué. Sa valeur n'a pas une grande importance à partir du moment où le diamètre intérieur du cylindre est adapté pour se déformer au moins jusque -3.10^{-3} (valeur maximum de la compression, Figure III-B-1-1.). La valeur de l'effort est fixée à -500 N dans la direction axiale. Nous calculons alors le diamètre intérieur critique pour obtenir des déformations axiales de l'ordre de -3.10^{-3} . Cette faible déformation nous permet de supposer que le matériau se déformera en ayant un comportement élastique. Le matériau est, par ailleurs, orthotrope et homogène (*Berthe, 2022*). La direction de sollicitation correspond à la direction de construction des couches, nommée direction 3. Nous avons donc :

$$E3 = 1080 \text{ MPa}$$

Sachant que la contrainte σ_{33} s'exprime en fonction de l'effort F et de la section S par la relation :

$$\sigma_{33} = \frac{F}{S} \quad (12)$$

En tenant compte du comportement élastique linéaire et de la surface S :

$$\sigma_{33} = E3 . \varepsilon_{33} \quad (13)$$

$$\text{et } S = \frac{\pi}{4} (D^2 - d^2) \quad (14)$$

Où ϵ_{33} est la déformation dans la direction 3, D est le diamètre extérieur de 15 mm. Et d le diamètre intérieur du cylindre. Nous cherchons d_c tel que $\epsilon = -3 \cdot 10^{-3}$. Afin de garantir que les déformations mesurées seront au moins de l'ordre de celles observées pour l'os, nous sous-dimensionnons volontairement le cylindre en supposant que le niveau de déformation est de $3 \cdot 10^{-3}$. On trouve alors diamètre de 5,3 mm, que nous arrondissons à 6 mm.

L'échantillon est fabriqué sur une imprimante M200 plus de la marque Zortrax. Le filament utilisé est du Z-ABS Blanc. Le taux de remplissage est de 100%. La hauteur de ses couches est de 0,14 mm pour un diamètre de buse de 0,4 mm. La température d'impression est de 270 °C et celle du plateau de 80 °C. La vitesse d'impression est de 150 mm/s. Le cylindre est imprimé à la verticale du plan du plateau. La direction longue du cylindre correspondra donc à la direction où l'ABS est le moins rigide ($E_3 = 1080$ MPa). Dans cette orientation, le cylindre peut être imprimé sans support. Cela garantit la qualité dimensionnelle finale de la pièce produite. Ces côtes sont d'ailleurs contrôlées au pied à coulisse, avant utilisation. Les dimensions réelles du cylindre après sortie d'impression sont de 56,1 mm en hauteur, de 15,3 mm de diamètre extérieur et 6 mm de diamètre intérieur. Comme le cylindre a été sous-dimensionné, cet écart dimensionnel de 2 % sur le diamètre extérieur du cylindre n'impactera pas les résultats finaux souhaités.

Afin de se rapprocher des conditions de l'essai final, nous utiliserons la machine d'essai universelle Instron E10000 sur laquelle se monte le montage développé pour les tests du membre supérieur. Le cylindre est positionné à l'endroit où devrait être positionnée la partie distale du radius. Cela nous permet de régler l'instrumentation optique telle qu'elle devra l'être dans l'essai final. Le montage d'essai est décrit, Figure III-B-1-2. Les contacts entre le cylindre et les plateaux de compression, de part et d'autre, sont lubrifiés avec de la vaseline.

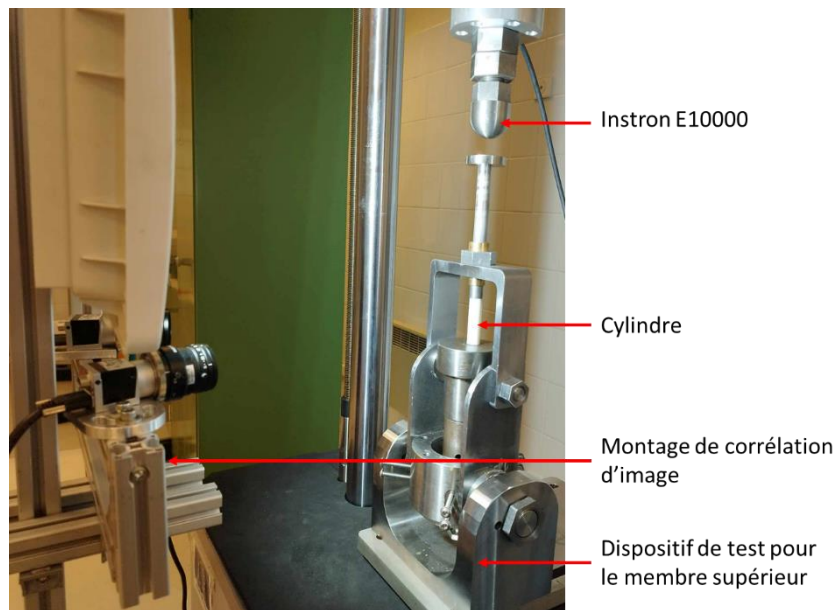


Figure III-B-1-2 : Montage mis en place pour l'essai de compression

L'essai est piloté en déplacement avec une vitesse de vérin de 1 mm/min, sachant que la longueur du cylindre est de 56,1 mm, la vitesse de déformation est donc de $3 \cdot 10^{-4} \text{ s}^{-1}$. Nous pouvons donc considérer que l'essai est quasi-statique. Conformément à ce qui a été calculé, on choisit un critère d'arrêt pour un niveau de force de 500 N. L'instrumentation consiste en un capteur de force positionné sur le vérin de la machine. Il accepte des efforts jusqu'à 10 000 N avec une précision $\pm 5 \text{ N}$ à partir de 10 N. Le déplacement du vérin et la déformation de l'échantillon sont obtenus par l'instrumentation vidéo que nous allons évaluer. Le déplacement du vérin est également donné par le capteur de déplacement de la traverse mobile de la machine, mais comme cette mesure est déportée, elle inclut le déplacement et la déformation de tous les éléments du montage (dispositif d'essai, échantillon et vérin). Pour pouvoir l'utiliser, il faudrait faire un essai plateau contre plateau, c'est-à-dire sans l'échantillon, afin de corriger la valeur de déplacement de la traverse mobile, mais cela n'a pas été fait ici.

Le système vidéo est constitué d'un montage en profilé aluminium sur lequel sont positionnés 2 caméras Basler acA2500 60um et leur objectif de focal fixe 35 mm. La distance entre l'échantillon et la caméra est de 300 mm. En dessous de cette distance, la mise au point est impossible pour l'objectif utilisé. L'angle entre les deux caméras est $\theta = 26^\circ$. Un éclairage LED est positionné face à l'échantillon. L'ensemble du montage est présenté Figure III-B-1-3.

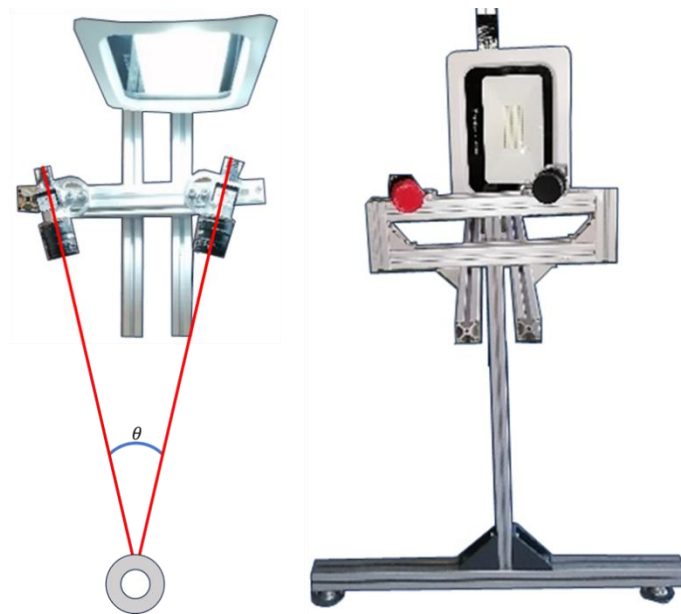


Figure III-B-1-3 : Montage de corrélation d'image utilisé pour l'essai ; à gauche, vue de dessus ; à droite, vue de face

L'échantillon est préparé avec un mouchetis. Celui-ci est obtenu à l'aide de bombes de peinture blanche et noire mats (Peinture aérosol, base eau, Liquitex blanc et noir mats). La dimension des tâches est contrôlée *a posteriori* à l'aide des caméras. Le mouchetis est présenté Figure III-B-1-4. Comme nous pouvons le constater, les tâches noires sont bien distinctes du fond blanc et leur dimension est supérieure à 3 pixels. Ceci assure que les tâches ne seront pas confondues avec du bruit. Le temps d'exposition des caméras est réglé à 10 000 μ s. La faible vitesse de déformation et le faible temps d'exposition garantissent qu'il n'y aura pas de flou lié au déplacement des points.

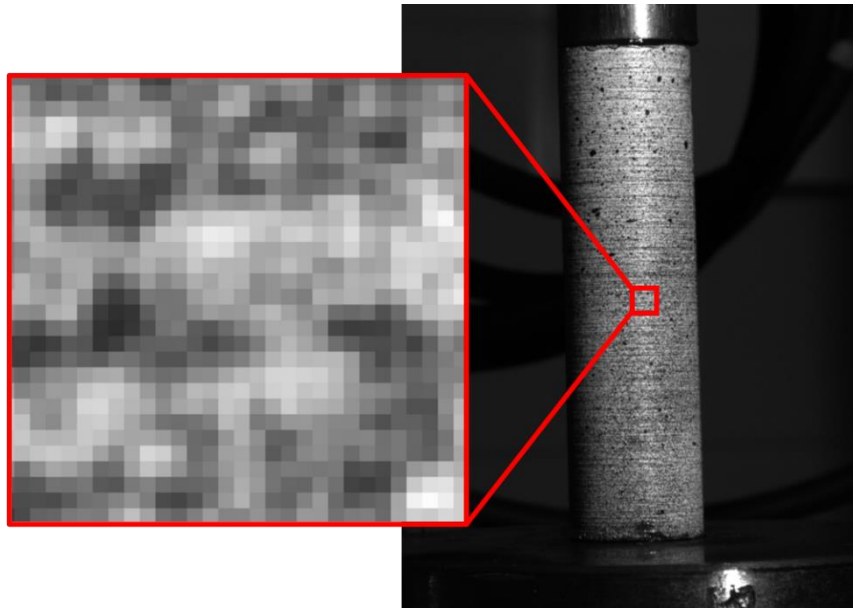


Figure III-B-1-4 : Mouchetis réalisé pour l'essai

Pour choisir la fréquence d'acquisition, nous fixons d'abord le nombre d'images souhaité. Dans notre cas, 100 images seront suffisantes puisque le comportement est supposé être linéaire. Sachant que nous souhaitons une déformation de $3 \cdot 10^{-3}$ et que le cylindre mesure 56,1mm, cela signifie que le déplacement doit être de 0,17mm. La consigne de déplacement étant de 1 mm/min pour atteindre le déplacement cible, il faudra alors 10 secondes. On choisit donc une fréquence d'acquisition de 10Hz.

Une fois les images et les niveaux de force déterminés en fonction du temps, ils sont importés sur le logiciel Gom Correlate pour être traités. Les géométries et les champs de déformation y seront comparés au résultat du modèle numérique.

2. Modélisation numérique de l'essai de compression de cylindre

La géométrie est un cylindre représenté sur la Figure III-B-2-1. En raison des symétries, seul un quart de la géométrie testée sera modélisé. Le diamètre intérieur du cylindre est de 6 mm et le diamètre extérieur de 15,3 mm. La hauteur du cylindre est de 56,1 mm. Une première section est réalisée sur la surface extérieure cylindrique de la géométrie. Il s'agit d'un cercle qui représente une rosette de jauges de déformation de 4 mm de diamètre. Elle est placée au milieu de la surface. La deuxième

section est un plan passant par l'axe de révolution du cylindre et divisant la géométrie en deux parties symétriques. Cette section permettra d'évaluer les déformations le long du cylindre.

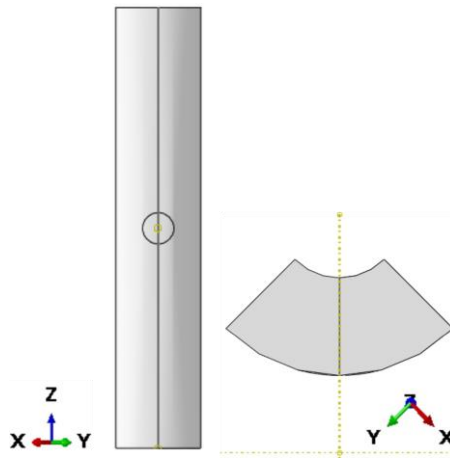


Figure III-B-2-1 : Géométrie partielle du cylindre

Le matériau simulé est supposé homogène et orthotrope. Son comportement est élastique linéaire. Le matériau choisi est de l'ABS imprimé en 3D décrit par les constantes d'élasticité suivantes (Berthe, 2022) :

$$E_1 = 1470 \text{ MPa} ; E_2 = 1420 \text{ MPa} ; E_3 = 1080 \text{ MPa} ;$$

$$\nu_{12} = 0,38 ; \nu_{13} = 0,46 ; \nu_{23} = 0,45 ;$$

$$G_{12} = 548 \text{ MPa} ; G_{13} = 550 \text{ MPa} ; G_{23} = 517 \text{ MPa} ;$$

Dans ce modèle, on négligera tout effet lié à l'inertie. On effectue une analyse statique sur Abaqus/CAE. Le champ de déformation est calculé pour la surface extérieure du cylindre. En effet, dans ce cas, on ne cherche pas à calculer les déformations en tout point de la structure, mais seulement là où les mesures expérimentales sont accessibles pour la comparaison.

Les conditions aux limites appliquées au quart du cylindre sont : conditions de symétrie sur les deux facettes coupées au quart du cylindre. Ces conditions garantissent que le quart du cylindre se déforme tel qu'il devrait le faire s'il était complet. Une condition de

type plan sur plan est appliquée sur la base du cylindre. Elle reproduit le contact sans frottement (lubrifié) entre l'éprouvette et le plateau de compression, Figure III-B-2-2.

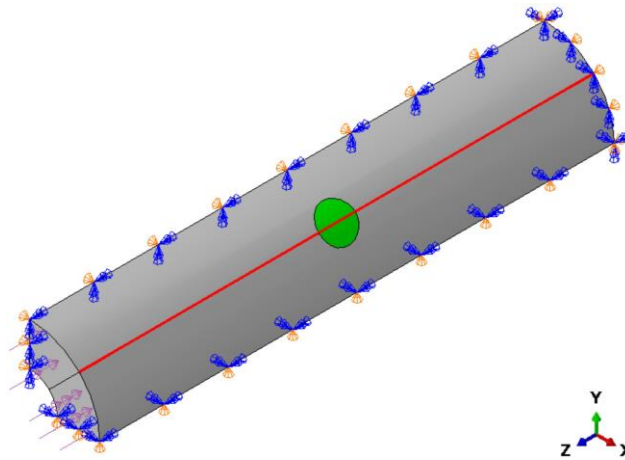


Figure III-B-2-2 : Conditions aux limites, en rouge la section longitudinale, en vert la jauge de déformation virtuelle

Plusieurs options permettraient de reproduire l'effort induit par le déplacement du plateau de compression. La solution qui a été privilégiée est l'application d'une pression équivalente qui permet d'atteindre la force réellement appliquée de 500N. Comme nous connaissons la surface de contact entre le cylindre et le plateau de compression, nous pouvons calculer une pression équivalente de 3,218 MPa. Cette pression sera appliquée progressivement au cours du calcul de 0 à 100%. Comme le matériau a un comportement supposé linéaire élastique, la consigne en déplacement réalisée expérimentalement est équivalente à la consigne de force simulée (X% du déplacement $\Leftrightarrow$ X% de la force).

Afin de pouvoir comparer les déformations calculées par éléments finis avec les champs de déformation expérimentaux calculés avec le logiciel Gom Correlate, les éléments choisis sont tétraédriques. Ils peuvent être choisis quadratiques ou linéaires. Comme le nombre d'éléments est faible et que le modèle ne présente aucune non-linéarité, les temps de calcul devraient être relativement faibles, quel que soit le type d'éléments. Nous privilégierons les éléments quadratiques, ceux-ci donnant des résultats généralement plus précis. Pour la taille des éléments, une rapide étude de convergence est menée afin de comparer les résultats obtenus pour une taille

d'éléments de 2,1 et 0,5mm. Le nombre d'éléments est respectivement de 2142, 16547 et 104367. Les calculs sont réalisés sur une station de calcul équipée d'un processeur avec 8 cœurs d'une fréquence de 5,10 GHz et de 64 Go de mémoire vive. Les temps de calcul sont 11, 24 et 67 secondes. Le champ de déformation principale minimale est présenté pour chaque maillage Figure III-B-2-3.

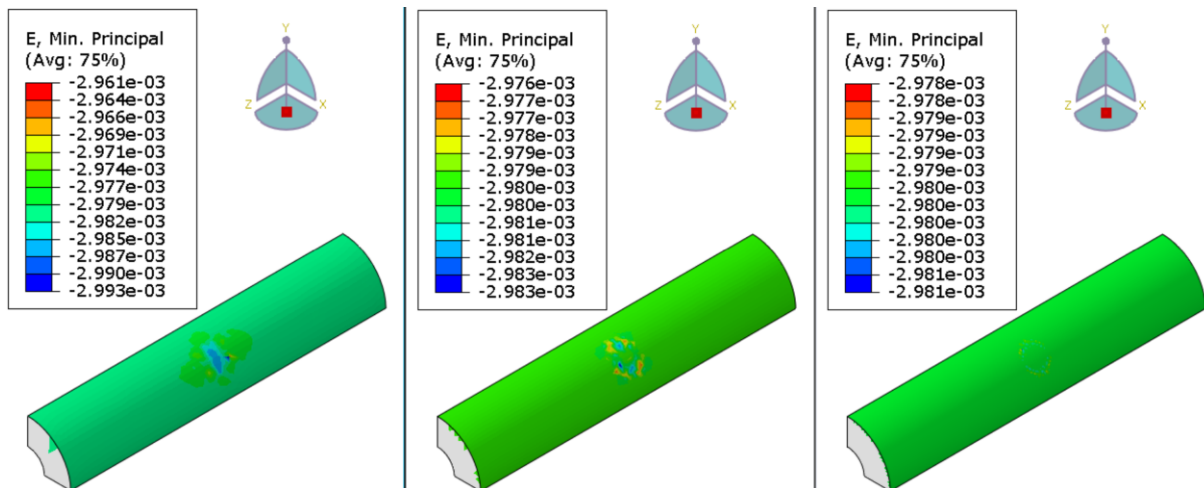


Figure III-B-2-3 : Champ de déformation minimal pour les trois maillages ; de gauche à droite, taille d'élément de 2, 1 et 0,5 mm

Les résultats sont d'abord comparés qualitativement au niveau de la section longitudinale, puis quantitativement au niveau de la jauge de déformation virtuelle. Sachant que le cylindre subit une pression uniforme, nous devons observer au niveau de la section des déformations constantes. Comme nous sommes en compression pure, la déformation principale est la déformation minimale. Sa valeur est relevée au niveau de chaque nœud de la section et est tracée en fonction de sa position, Figure III-B-2-4. Quel que soit le maillage, la déformation est relativement homogène tout le long de la section. Une petite variation est relevée au niveau de la jauge virtuelle. Cette variation est inférieure à 1 pourcent.

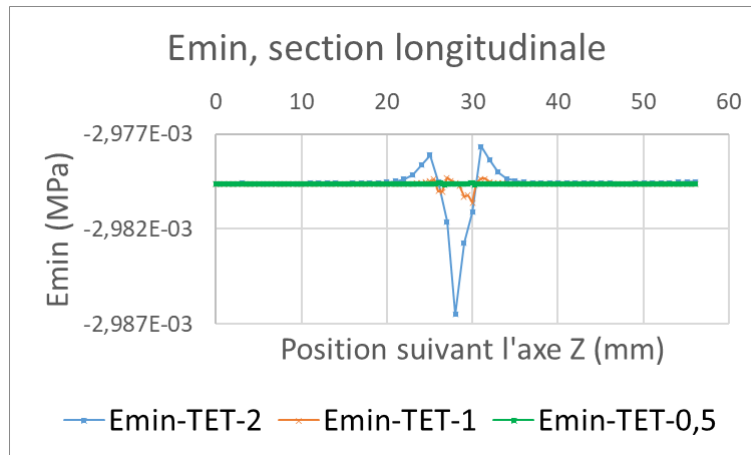


Figure III-B-2-4 : Déformation minimale le long de la section longitudinale du cylindre

Au niveau de la jauge virtuelle, la moyenne et l'écart-type des déformations minimales sont calculés. La valeur théorique de la déformation est connue. On peut la calculer grâce à la loi de Hooke généralisé : $\sigma_{33} = E3 \cdot \varepsilon_{33}$ ou $\sigma_{33} = 3,218 \text{ MPa}$, $E3 = 1080 \text{ MPa}$. La valeur de déformation ε_{33} devrait donc être de $2,98 \cdot 10^{-3}$. On peut alors calculer l'erreur relative par rapport à cette valeur. L'ensemble des résultats sont synthétisés Figure III-B-2-5.

	Moyenne	Ecart-type	Erreur relative
Emin-TET-2	-2,9806E-03	0,129%	0,034%
Emin-TET-1	-2,9799E-03	0,027%	0,010%
Emin-TET-0,5	-2,9797E-03	0,003%	0,003%

Figure III-B-2-5 : Synthèse des résultats obtenus au niveau de la jauge virtuelle pour chaque maillage

Comme nous le constatons déjà au niveau de la section, la dispersion des valeurs de déformation est très faible, quel que soit le maillage utilisé. On peut alors considérer les résultats de notre modèle comme étant indépendant de la taille d'éléments. Les résultats de ce modèle pourront donc être utilisés pour évaluer la performance de notre système d'instrumentation.

3. Comparaison des résultats de la corrélation d'images et de la simulation numérique

Dans le cadre de la mesure par corrélation d'images, la première étape consiste à créer la surface d'étude à partir des images acquises. Pour cela, on définit une taille de facette de 18 pixels et une distance entre le centre de chacune d'elles de 12 pixels. La surface d'étude est représentée Figure III-B-3-1A. Comme nous pouvons le constater, le contraste n'est pas aussi important qu'il semblait l'être sur l'image initiale. Cela est dû à un pré-traitement du logiciel Gom Correlate destiné à améliorer la qualité des résultats. Ensuite, il est possible de visualiser la qualité du maillage créé (Figure III-B-3-1B). Lorsqu'il y a une zone de faible qualité, celle-ci doit être supprimée. Nous constatons, ensuite, que la taille d'éléments sur la zone restreinte est d'environ 1 mm (Figure III-B-3-1C). Cette taille d'éléments est du même ordre de grandeur que celle du modèle numérique. Cela garantit une bonne comparaison entre le modèle numérique et les données de corrélation d'images.

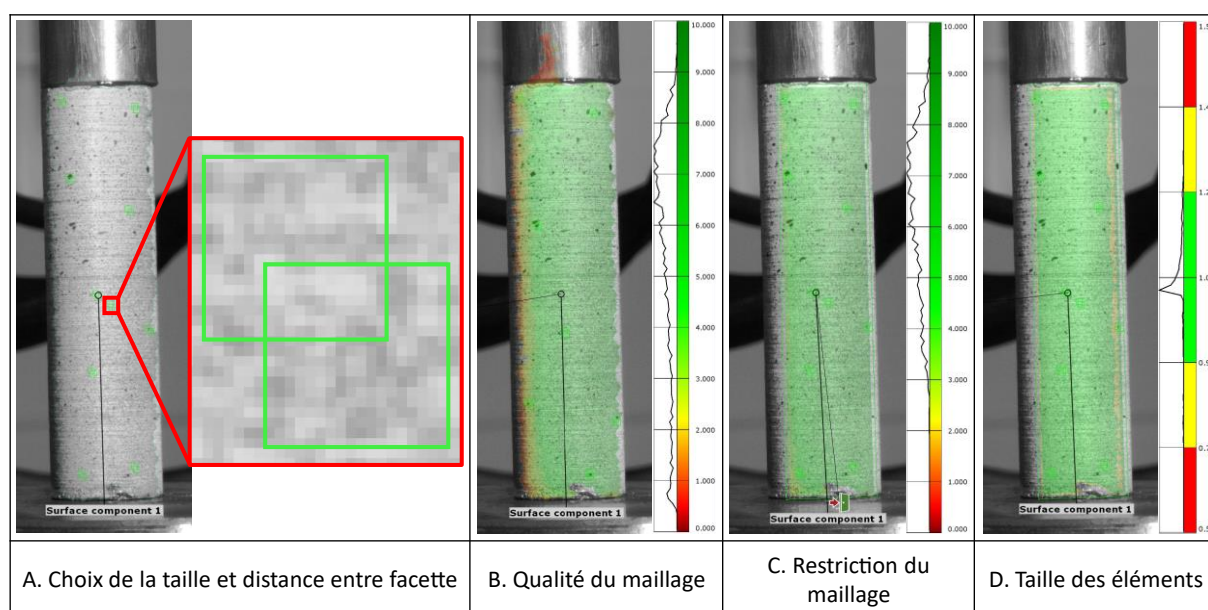


Figure III-B-3-1 : Démarche de création de la surface d'étude

Le modèle numérique peut alors être importé. Pour le comparer à la surface d'intérêt, il faut le superposer au modèle obtenu par corrélation d'images. Nous réorientons donc la surface d'intérêt. Plusieurs options le permettent. Par exemple, il est possible de superposer le repère de la surface étudiée et du solide, mais nous pouvons aussi le

repositionner en cherchant le plus petit ajustement entre les deux éléments. Cette dernière solution fonctionne très bien pour les formes complexes. Dans notre cas, l'orientation est trouvée sans problème, mais la position verticale n'est pas bien déterminée. On choisit donc de construire un repère pour la surface obtenue sur le logiciel Gom Correlate. L'axe z correspond à l'axe de révolution du cylindre, nous le déterminons donc à l'aide d'un élément d'ajustement type cylindre. Les deux autres directions sont placées visuellement. Finalement, le repère de la surface et de la géométrie sont superposés comme présenté Figure III-B-3-2.

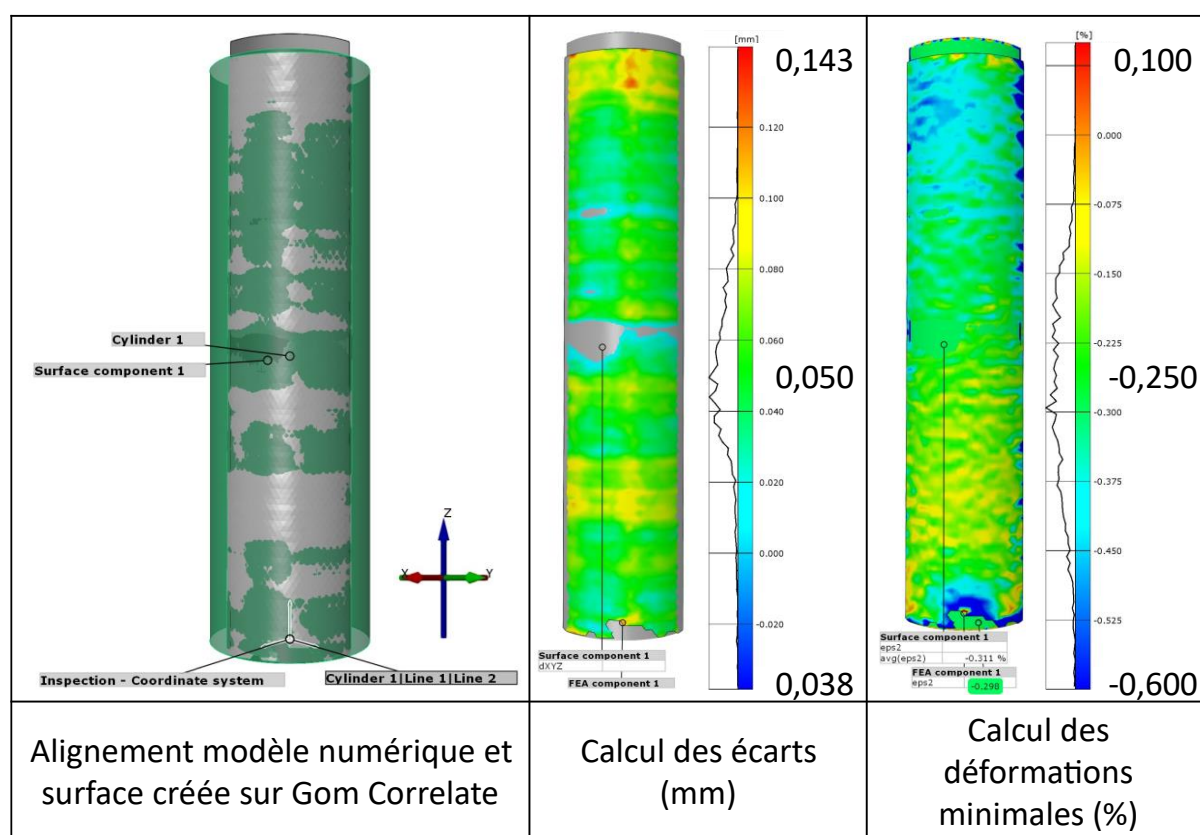


Figure III-B-3-2 : Mise en place de la comparaison simulation / expérimentation

L'écart entre la surface calculée et théorique est d'environ 0,1 mm. Cela signifie une différence potentielle de 0,2 mm sur le diamètre du cylindre. En reprenant la loi de Hooke généralisée, on trouve une variation potentielle de la déformation du cylindre de 3 %. On calcule ensuite les déformations de la surface d'intérêt et on affiche les données de simulation. Comme nous pouvons le constater, en fin d'essai, lorsque la force appliquée est de 500 N, nous obtenons une déformation moyenne de -0,315 %

pour la surface calculée sur Gom Correlate et -0,298 % pour le modèle numérique, ce qui représente une différence de 5,7 %. Sachant que l'écart entre la géométrie réelle et simulée engendre vraisemblablement un écart d'environ 3 %, le résultat obtenu est acceptable. Si on observe, maintenant, la répartition spatiale des déformations, nous constatons qu'elles ne sont pas uniformément réparties comme le modèle numérique le prévoyait. Elles semblent maximales en valeur absolue au niveau des appuis. Cela signifie que l'hypothèse d'un contact sans frottement n'est pas exacte.

Si nous calculons, ensuite, la déformation moyenne au cours du temps, nous pouvons observer que l'évolution de la déformation expérimentale est comparable à celle calculée numériquement, voir Figure III-B-3-3. D'abord, elle évolue linéairement. La vitesse de déformation diverge de 10,6 % entre le modèle numérique et l'essai. Nous constatons que si les données ne sont conservées qu'à partir de 0,1 % de déformation, alors cet écart est réduit à 3,8 %.

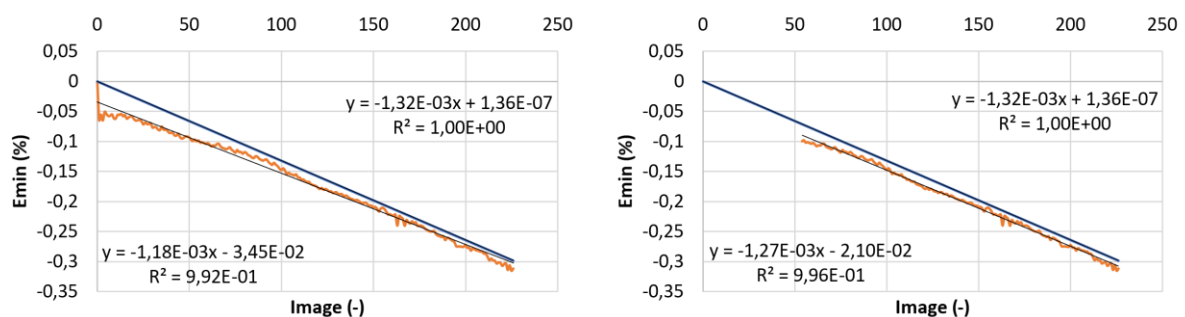


Figure III-B-3-3 : Déformation moyenne minimale sur la surface extérieure du cylindre ; en bleu, la courbe numérique ; en orange, la courbe expérimentale

Nous allons maintenant comparer les déformations au niveau des deux éléments géométriques construits, à cet effet, dans le modèle numérique. En premier, nous calculons pour l'instant final les déformations au niveau de la section verticale du cylindre, présentée Figure III-B-3-4. Comme nous le constatons déjà qualitativement, il existe une hétérogénéité des déformations le long du cylindre. Par ailleurs, la valeur de déformation mesurée par le logiciel Gom Correlate oscille autour de la valeur obtenue par simulation éléments finis, ce qui atteste de la validité des résultats expérimentaux. Le bord de la surface n'a pas été reconstruit correctement à cause d'une goutte de graisse qui a coulé lors de la mise en place de l'échantillon. Nous

pouvons attribuer à ce défaut les déformations importantes constatées à l'extrémité de la courbe.



Figure III-B-3-4 : Déformations mesurées le long de la section en fin d'essai

Les déformations sont aussi calculées au niveau de la jauge virtuelle au centre de l'échantillon (Figure III-B-3-5). Si le niveau de déformation est différent, son évolution est tout à fait équivalente à partir de 0,1% de déformation. En effet, à partir de cette valeur de déformation, les vitesses de déformation sont pratiquement identiques avec une différence de seulement 0,8 %.

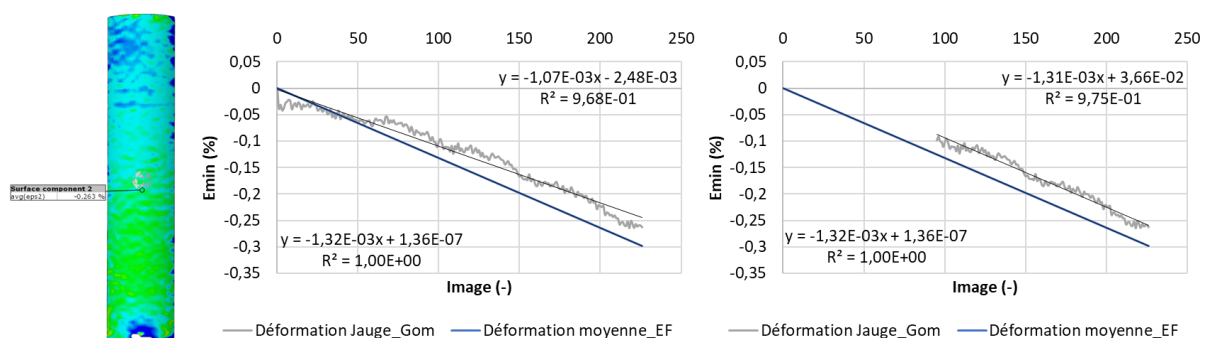


Figure III-B-3-5 : Déformations calculées au niveau de la jauge virtuelle en fonction des images (proportionnelles au temps, 10 Hz)

La méthode mise ici en place avait pour but d'évaluer notre protocole de mesure des déformations par corrélation d'images. L'ensemble des déformations calculées numériquement ont également été mesurées expérimentalement. La comparaison des résultats a révélé certaines faiblesses du modèle numérique, en particulier, au niveau des conditions aux limites. Par ailleurs, ces mesures ont montré une très bonne corrélation expérimentale / numérique. Cela permet de valider l'utilisation de la corrélation d'images pour l'instrumentation de nos essais. Le support en profilés, les caméras, les objectifs, le logiciel d'acquisition, le logiciel de traitement d'images et le protocole mis en place pour la réalisation de ces essais ont pu être testés et l'ensemble permet effectivement de réaliser la mesure des déformations souhaitée, lorsqu'elles sont de l'ordre du 0,1 % (1000 μ def).

C. Perspectives pour la mesure au niveau de l'interface os-prothèse in-vivo

L'une des questions scientifiques de la thèse est de déterminer le niveau d'efforts qui favorise la consolidation de l'os dans la partie distale du radius. Pour connaître ces efforts, un montage expérimental simulant le comportement de la prothèse sera proposé. Nous avons également imaginé de placer un capteur dans la prothèse pour permettre des mesures lorsqu'elle sera implantée dans le corps humain in-vivo. Afin d'investiguer la question de la méthode de mise en place d'un capteur dans la prothèse, nous allons évaluer un procédé innovant d'enfouissement, initialement proposé par l'équipe IPP avec IREPA LASER. Il est présenté dans cette partie. Il s'agit d'une méthode d'implantation d'un capteur dans le volume d'une pièce métallique. L'idée étant, dans le futur, d'implanter un capteur, selon le même procédé, dans la prothèse. La méthode a été validée sur des pièces métalliques simples, mais pas à ce stade sur une prothèse. La question de l'électronique du capteur et de la récupération des données a été abordée avec l'équipe SMH d'ICube, mais ne sera pas abordée dans cette thèse.

1. Protocole d'implantation proposé

La méthode proposée pour enfouir un capteur dans une pièce métallique a été proposée par IPP avec IREPA LASER dans le cadre des stages passés de A. Misdaniti (2017) et T. Martinez (2019), mais n'avait encore jamais été validée. Le capteur que nous avons enfoui à ce stade est une fibre optique en silice ASI9/125/155G de chez Fiberguide, monomode à 1550 nm, avec un revêtement d'or. Le diamètre extérieur de la fibre est de $155 \pm 16 \mu\text{m}$. Ses caractéristiques ont les mêmes ordres de grandeur que celles des fibres à réseaux de Bragg nues commercialisées (FS70FBF, HBK) que nous souhaiterions pouvoir utiliser dans le futur pour mesurer des microdéformations. Le choix d'un revêtement d'or est fait en raison de sa forte conductivité thermique qui permet d'évacuer la chaleur et de réduire les gradients thermiques. Ce type de fibres peut résister à des températures allant jusqu'à 700°C , ce qui sera un point important lors de l'enfouissement dans un bain métallique en fusion. Cette température est supérieure à la température admissible des réseaux de Bragg commerciaux classiques, mais inférieure aux températures maximales admissibles par la nouvelle génération de réseaux de Bragg inscrits dans des fibres en saphir (Cavillon et al., 2019) (Habisreuther et al., 2015). Ces nouveaux réseaux de Bragg peuvent supporter des températures supérieures à 1000°C et ont également un diamètre de l'ordre de $150 \mu\text{m}$.

Plutôt que de partir directement sur des pièces en titane, dont la matière (surtout sous forme de poudre) est très chère, nous avons préféré commencer par un métal plus accessible, permettant plus de tests : l'inox. Afin d'enfouir la fibre dans une pièce métallique en inox 316L, le principe que nous avons testé est de partir de la pièce à instrumenter et d'usiner une rainure de $200 \mu\text{m}$ de côté et de profondeur pour protéger la fibre. Elle peut être usinée à l'aide d'une fraiseuse, mais nous l'avons, quant à nous, fait par ablation à l'aide d'un laser femtoseconde (usinage plus long mais plus précis et sans zone thermiquement affectée). La fibre a été positionnée dans la rainure. Un bouclier thermique de section triangle rectangle isocèle dans le même inox que la pièce a été utilisé pour recouvrir la rainure et ainsi protéger la fibre de la température atteinte lors du dépôt du métal en fusion (Figure III-C-1-1). La hauteur du bouclier de $1,42 \text{ mm}$ a été déterminée par simulation thermique pour permettre à la fibre de ne pas être exposée à une température de plus de 600°C lors du recouvrement par fabrication additive (100°C de marge par rapport à la limite de la fibre). Le choix d'un bouclier de

forme triangulaire (Figure III-C-1-1-Image de gauche) permet de favoriser l'adhésion de la matière lors du revêtement par fabrication additive, ce qui n'est pas le cas des formes parallélépipédiques, circulaires ou semi-circulaires.

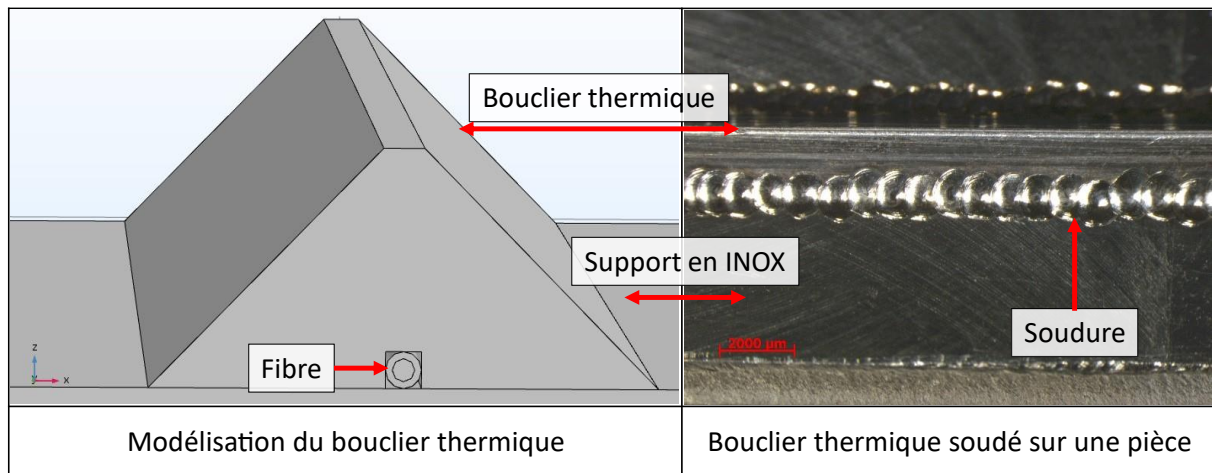


Figure III-C-1-1 : Bouclier triangulaire (hauteur = 1,42 mm) avec une rainure (200 μm de côté) dans laquelle est placée la fibre optique ($\sim 155 \mu\text{m}$ de diamètre), modélisé et soudé sur un support en inox

La rainure de 200 μm peut être usinée dans la pièce ou dans le bouclier. Nous avons essayé les deux avec succès. Des points de soudure laser sont ensuite réalisés avec une machine de soudure laser à fibre (Figure III-C-1-1-Image de droite). Cette technologie permet de réaliser des soudures très localisées qui minimisent la chauffe du bouclier et donc de la fibre. Ces points de soudure sont importants pour éviter la déformation du bouclier due aux gradients thermiques lors de l'enfouissement. L'autre solution est de brider mécaniquement le bouclier sur le substrat, c'est-à-dire d'utiliser des brides appuyant le bouclier sur le substrat.

Enfin la fabrication de la pièce est finalisée par CLAD-DED avec la machine BioCLAD développée par IREPA LASER. Les principaux paramètres de fabrication par CLAD-DED sont :

Longueur d'onde du laser = 1070 μm ,

Puissance = 250 W,

Vitesse de dépôt = 750 mm/min,

Débit de poudre = 8 g/min,

Diamètre du faisceau = 0,8 mm,

Granulométrie de la poudre d'inox = 45 – 105 μm

Afin de recouvrir totalement le bouclier et finaliser la pièce, le bain de fusion de l'inox est à une température proche de 1800°C. Pour que le dépôt final se fasse correctement sans porosité, ni cavité d'air, il est important qu'il n'y ait pas de bord à angle droit sur les pièces à recouvrir. Tous les bords des pièces ont donc été chanfreinés à 45° (bout du bouclier compris). La stratégie de fabrication est représentée Figure III-C-1-2. Le point de départ est pris le long de l'arrête inclinée sur le bord de la cavité à compléter. Le laser effectue horizontalement le nombre de passes nécessaire pour remplir la cavité au niveau de la couche N. La distance entre les passes est de 0,6 mm. A la fin de la couche, la buse revient au début et reprend le procédé au niveau de l'arrête. Cette stratégie est programmée pour un substrat, puis appliquée à tous les autres sans correction supplémentaire.

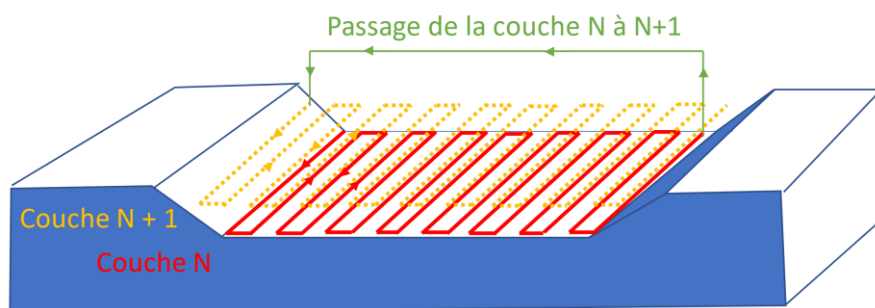


Figure III-C-1-2 : Stratégie de fabrication. Passes horizontales sur N couches sur un substrat sans arrête droite

Un usinage de la pièce avant et après enfouissement peut être réalisé afin de la rendre fonctionnelle. Les différentes étapes d'enfouissement de la fibre sont présentées à la Figure III-C-1-3.

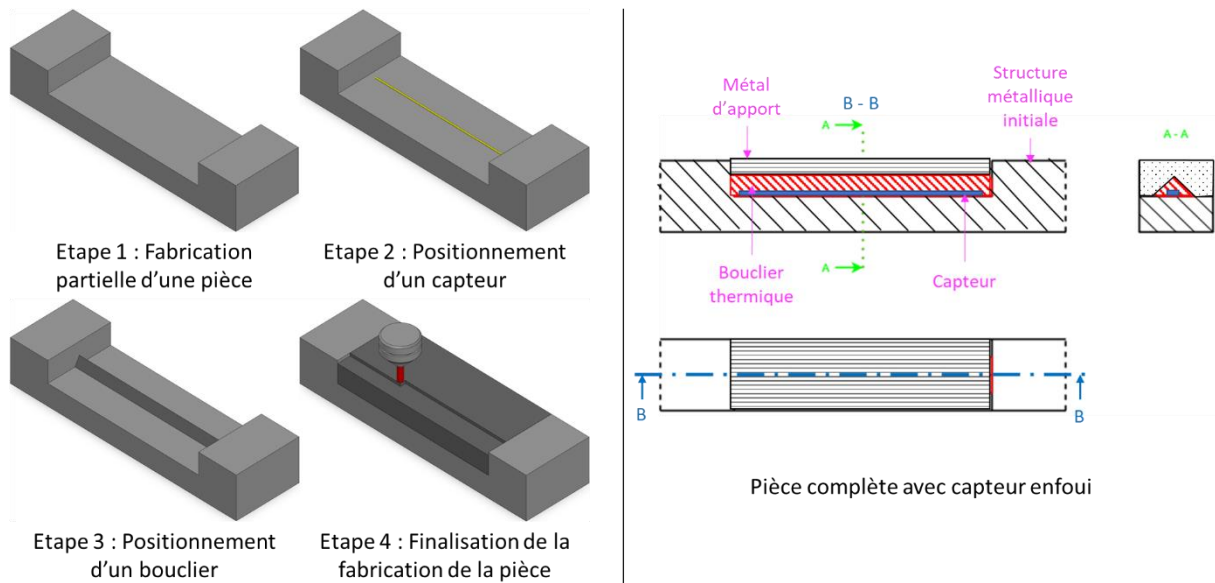


Figure III-C-1-3 : Principe de l'enfouissement du capteur, ici une fibre optique. La section triangulaire du bouclier est visible en rouge sur la coupe tout à droite

2. Cas d'étude : enfouissement d'une fibre optique sur une éprouvette de traction

a. Mise en place du procédé sur une éprouvette de traction

Un premier cas d'application simple a été développé. Il visait à évaluer l'impact de l'implantation de la fibre sur la réponse mécanique de la pièce. C'est pourquoi, nous avons réalisé l'enfouissement sur une éprouvette de traction en acier inoxydable 316L, Figure III-C-2-1. La géométrie est inspirée de la norme NF EN ISO 6892-1. Les pièces sont découpées au jet d'eau dans une même plaque et dans la même direction.

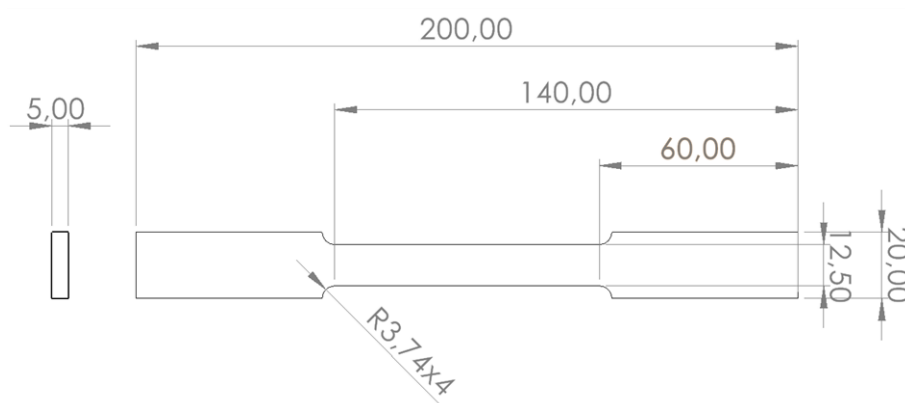


Figure III-C-2-1 : Dimension de l'éprouvette de traction en INOX

Afin de créer une cavité dans l'éprouvette, destinée accueillir la fibre et le bouclier, des étapes préliminaires de préparation sont réalisées. La cavité est usinée par fraisage. Puis, des perçages sont réalisés. Ils permettront à la fibre d'arriver et de sortir par l'arrière de l'éprouvette. La fibre a un rayon de courbure minimum de 5 mm, conditionnant ainsi, le diamètre et l'inclinaison du trou de passage de la fibre (1,5 mm, 45°). A l'issue de ces étapes, l'éprouvette présente une cavité pour accueillir le bouclier et le métal d'apport. La géométrie est présentée Figure III-C-2-2.

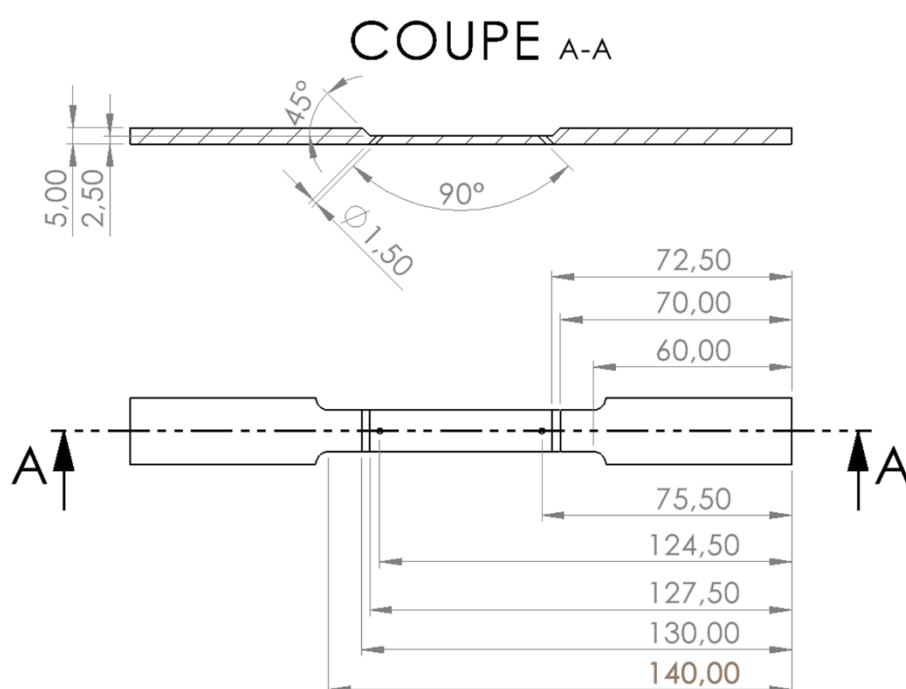


Figure III-C-2-2 : Géométrie de la cavité créée pour le positionnement du bouclier thermique avec deux perçages à 45° pour l'arrivée et la sortie de la fibre optique

A ce stade, la fibre ne peut pas encore être positionnée. Une rainure de 200 μm doit être usinée dans l'éprouvette. Elle est réalisée à l'aide d'un laser femtoseconde. La fibre est alors positionnée comme présenté Figure III-C-2-3.

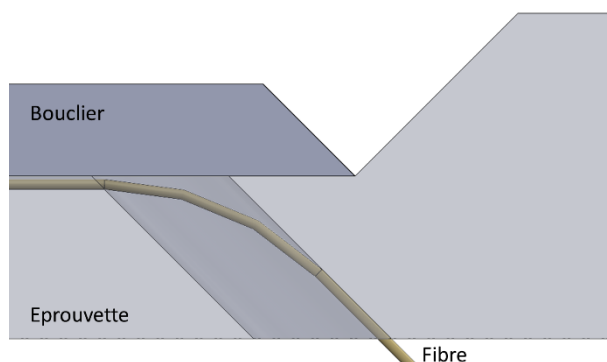


Figure III-C-2-3 : Vue schématique du passage de la fibre dans l'éprouvette rainurée et percée

Les autres étapes sont conformes au procédé décrit précédemment. Au vu des températures mises en jeu, le risque de flexion des pièces lors des différentes étapes est important. Afin de garantir l'immobilisation des pièces lors des différentes étapes, un dispositif de bridage a été spécialement développé. Il est présenté Figure III-C-2-4. Une rainure large est prévue pour le dégagement de la fibre, sous l'éprouvette.

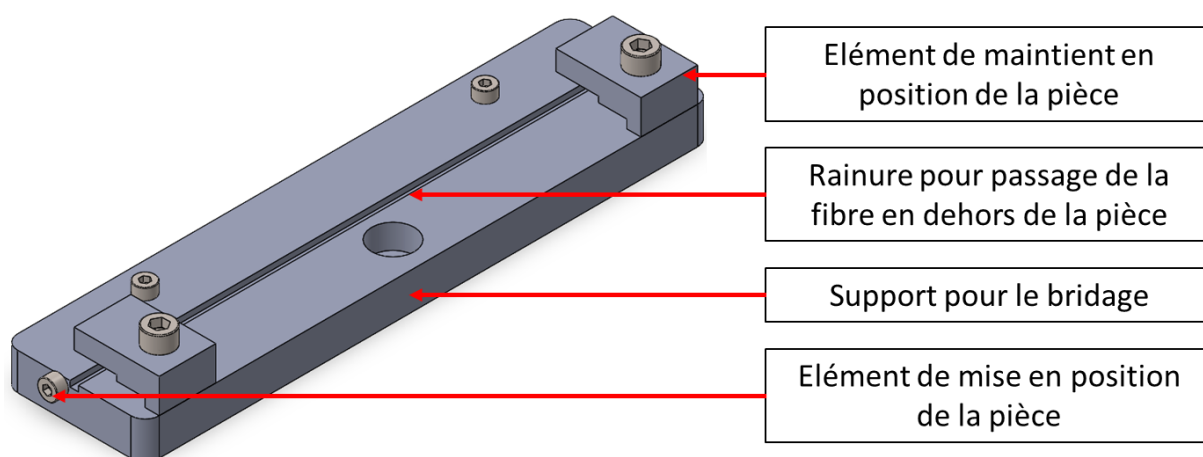


Figure III-C-2-4 : Dispositif de bridage de la pièce qui va subir un enfour. Vue sans la pièce

L'ensemble des étapes de fabrication sont synthétisées Figure III-C-2-5. La cavité initiale a pour but d'être complétée par fabrication additive avec la fibre sous le bouclier thermique. Le perçage permet à la fibre d'arriver et sortir par-dessous. Le laser femtoseconde permet, quant à lui, de graver la rainure de $200 \times 200 \mu\text{m}^2$ de section.

Le chanfrein en bout du bouclier thermique triangulaire est visible dans l'image du milieu.

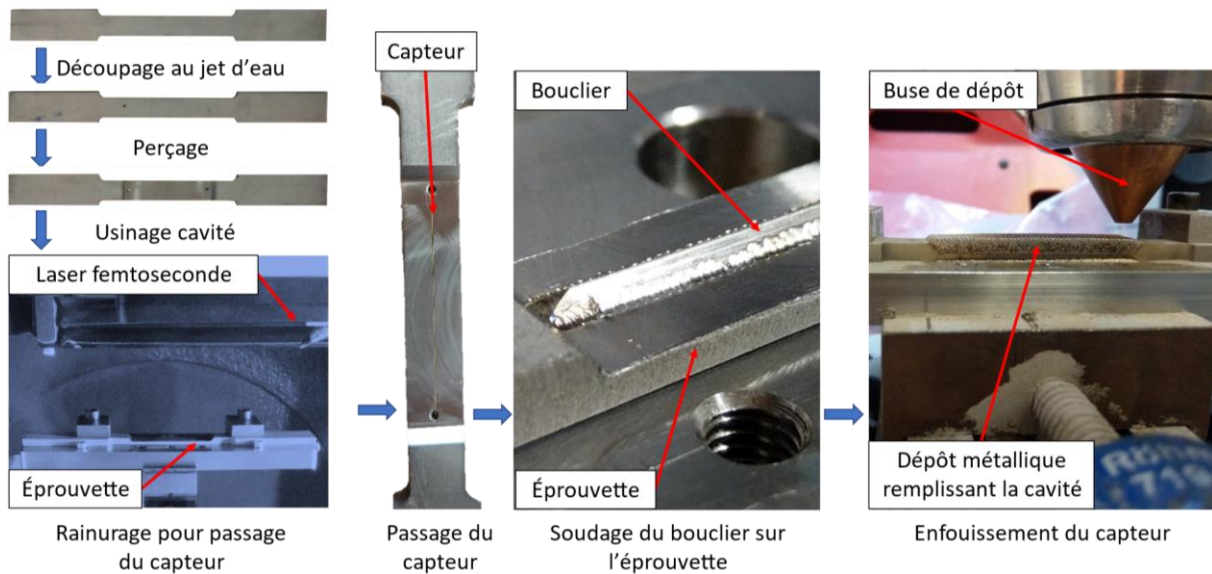


Figure III-C-2-5 : Etapes de production d'une éprouvette de traction avec fibre enfouie.

b. Etude thermique pour le dimensionnement du bouclier

La dimension et la géométrie du bouclier thermique ont été étudiées avec attention avant la fabrication. Cette étude a été initiée en amont de cette thèse, dans le cadre des stages de master de A. Misdaniti et T. Martinez et menée par l'équipe IPP avec IREPA LASER . Sur la base de leur travail, une géométrie de bouclier prismatique à base triangulaire a été sélectionnée. Afin de valider cette géométrie et les dimensions du bouclier, un modèle numérique a été implémenté sur le logiciel de calcul par éléments finis COMSOL Multiphysics® via son module Heat Transfert. Les simulations ont pour but de modéliser le transfert de chaleur au moment de la dépose de la première couche de matière, au cours de l'enfouissement. Nous avons considéré que si la température atteinte au niveau de la fibre est inférieure à 600°C (marge de 100°C avec la limite théorique de la fibre choisie), alors la fibre ne serait pas détruite lors des étapes suivantes, une temporisation pouvant être nécessaire pour dissiper la chaleur en fin de couche. Cela ne sera pas évalué numériquement.

Afin de réduire le temps de calcul, la zone d'étude est restreinte à une sous-partie de la zone de dépose, Figure III-C-2-6. Pour cette même raison les extrémités inclinées ne sont pas incluses dans le modèle. Cela n'a pas d'impact sur le résultat, puisqu'il n'y

a pas de fibre à ce niveau. La surface d'étude a une taille de 50 x 12,5 mm². On considère un volume de matière sous cette surface de 15.5 mm de hauteur. Cette hauteur correspond à celle de l'éprouvette et celle du support pour le bridage (2,5 + 13 mm). En ce qui concerne le bouclier, la rainure de 200 µm n'est pas prise en compte. La section du bouclier est un triangle rectangle isocèle de côté 2 mm et de hauteur 1,41 mm. La fibre, très petite en rapport à la taille des pièces, n'est pas représentée dans le modèle. Si les températures simulées à l'emplacement où devrait se trouver la fibre sont inférieures à 600°C, alors son intégrité devrait être garantie.

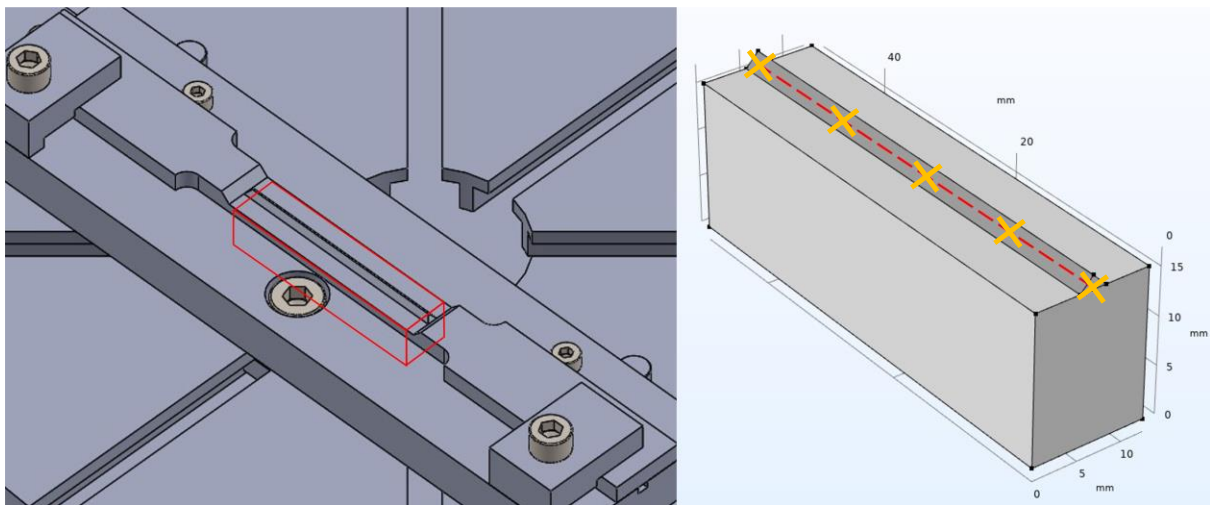


Figure III-C-2-6 : A gauche, Epreuve positionnée sur le système de bridage ; en rouge, zone retenue pour la simulation thermique ; à droite, géométrie simplifiée retenue pour la simulation thermique sous Comsol ; en orange les 5 points de mesures de température

Les pièces sont supposées initialement à température ambiante, soit à 20°C. Cinq points de mesure sont positionnés entre le bouclier et l'éprouvette, équitablement répartis sur la longueur du bouclier, Figure III-C-2-6. En ce qui concerne les matériaux, l'ensemble des pièces sont en acier inoxydable 316L. Les propriétés du matériau sont celles disponibles dans la librairie de Comsol® et les valeurs correspondantes sont reportées Figure III-C-2-7. Le coefficient d'absorption du laser par le matériau est estimé à 0,4 par IREPA Laser.

Capacité thermique	510	J/kg/K
Densité	7970	Kg/m ³
Conductivité thermique	15	W/m/K

Figure III-C-2-7 : Propriétés thermiques de l'acier inoxydable 316L (origine : bibliothèque matériaux Comsol)

En ce qui concerne les conditions aux limites, des déperditions thermiques sont simulées par rayonnement et convection naturelle tout autour des pièces simulées. L'émissivité retenue pour le calcul du rayonnement est de 0,34. Cette valeur est issue de la littérature, où elle avait été mesurée pour un inox 316L entre 0,31 et 0,36, pour une température entre 750 et 1200°C (Hunnewell et al., 2017). En ce qui concerne le coefficient de transfert thermique utilisé pour le calcul de convection, il est calculé par Comsol® en fonction des géométries sélectionnées.

L'apport d'énergie par le laser lors de la fabrication sur la pièce est pris en compte dans le modèle. Cependant, l'apport de matière, petit en rapport au volume de la pièce, n'est pas pris en compte. L'incidence du laser est normale à la surface supérieure de l'éprouvette. Le diamètre du laser (4σ) est de 0,8 mm et suit une distribution d'intensité gaussienne de déviation standard σ mesurée de 0,2 mm. La puissance du laser est de 250 W et une trajectoire horizontale sinusoïdale est simulée. Elle approxime la trajectoire réelle du laser et est représentée Figure III-C-2-8. Cette simplification permet d'écrire directement la fonction paramétrée de la trajectoire dans Comsol®. Les paramètres de cette fonction ne sont pas directement reliés à la vitesse de dépôt. Par conséquent, nous nous contenterons d'ajuster ces paramètres de sorte que le temps de lasage d'une couche réelle corresponde au temps de lasage d'une couche numérique. La vitesse en y est donc de 0,328 mm/s et la période d'oscillation en x de 1,827 s.

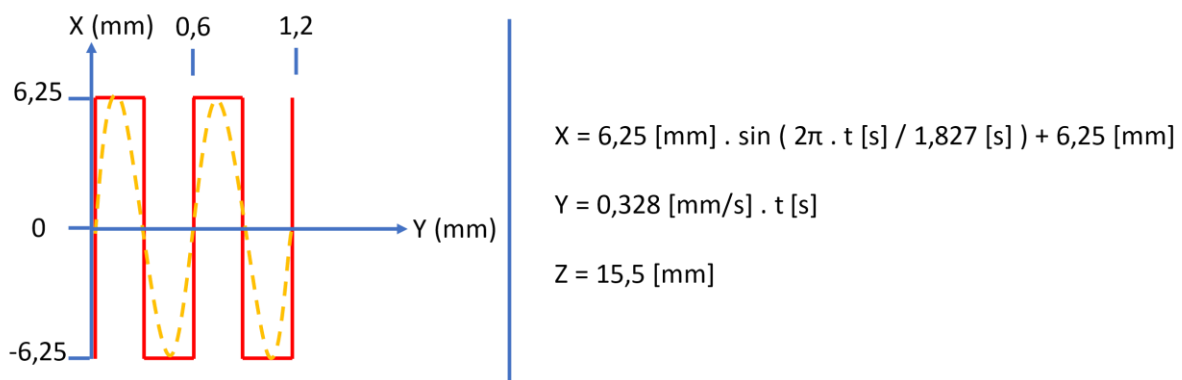


Figure III-C-2-8 : A gauche, en rouge trajectoire réelle lors de la fabrication ; en orange, trajectoire simplifiée simulée. A droite l'équation paramétrée de la trajectoire sinusoïdale du laser

Deux maillages ont été testés afin de valider l'indépendance des résultats vis-à-vis de la taille des éléments. Pour les deux maillages, les éléments sont des éléments tétraédriques et quadratiques. Le premier est un maillage grossier dont les éléments ont une taille maximum de 1,75 mm et minimum de 0,075 mm. Le second est un maillage plus fin, dont les éléments ont une taille maximum de 0,5 mm et minimum de 0,01 mm. Le maillage grossier est constitué d'environ 4500 éléments et le maillage fin d'environ 170 000 éléments. Les maillages sont présentés Figure III-C-2-9.

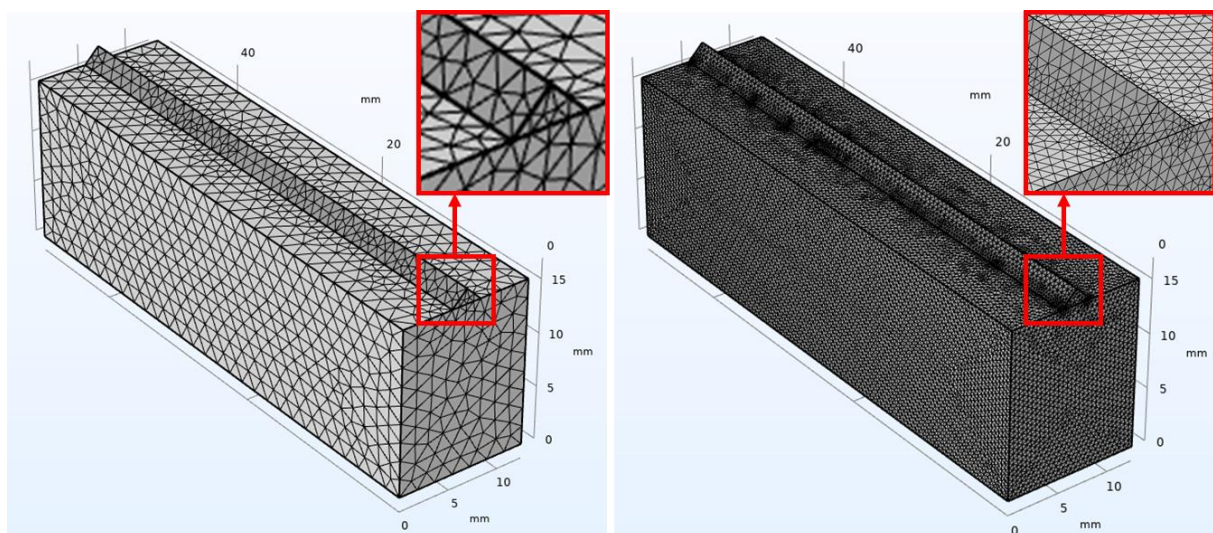


Figure III-C-2-9 : A gauche, le maillage grossier ; à droite, le maillage fin

Le calcul est exécuté sur la base de l'équation de la chaleur. 100 secondes de dépôt sont simulées, ce qui permet au laser de parcourir toute la surface de la pièce. Le calcul est discrétisé avec un pas de temps de 0,25 seconde pour le cas où le maillage est grossier et de 0,05 seconde pour le cas où le maillage est fin. Une visualisation 3D du champ de température, ainsi que de la température au niveau des cinq points de mesure en fonction du temps est réalisée. Le calcul est exécuté sur une station de travail équipée de 20 cœurs de fréquence 2,4 Ghz et de 128 Go de RAM. Le temps de calcul est de 5 minutes pour la simulation avec un maillage grossier et de 57 minutes pour la simulation avec un maillage fin.

Le champ de température est présenté Figure III-C-2-10. On constate une surchauffe de la pièce en fin de dépôt (lasage). Cela est dû aux conditions aux limites non-réalistes à cette extrémité : en réalité, la pièce se prolonge ce qui permet la diffusion de la chaleur et non son accumulation. Nous pourrions envisager de dessiner la pièce complète pour prendre en compte la diffusion en fin de fabrication, cela prendra cependant beaucoup plus de temps de calcul. Les températures maximales en surface des pièces d'Inox au niveau du bain de fusion sont de 4500 °C. Cette température n'est atteinte en général qu'au niveau d'un nœud et n'a pas de sens physique.

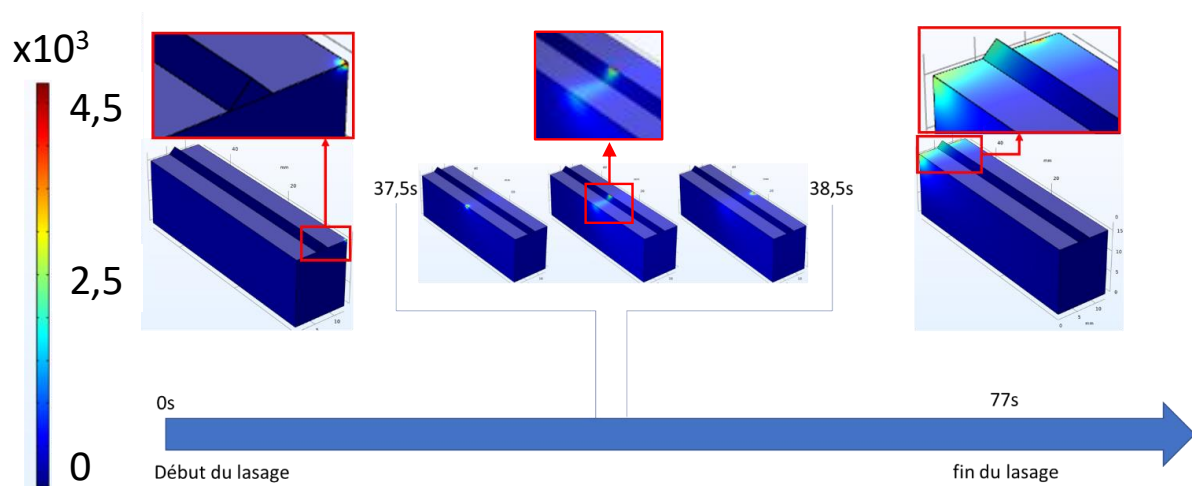


Figure III-C-2-10 : Champ de température en °C induit en surface par le passage du laser à différents instants

En ce qui concerne les températures le long de la fibre, elles sont reportées Figure III-C-2-11. On constate, ici encore, une élévation importante de la température en fin de

lasage due à une accumulation thermique. Si on regarde loin des limites, les allers-retours du laser sont visibles, avec une hausse progressive de la température en chaque point. On constate que la température ne dépasse pas les 600°C souhaités au niveau du lieu où sera la fibre. L'accumulation thermique au fur-et-à-mesure du dépôt est faible : la température passe d'environ 560°C au début de l'enfouissement de la fibre à 600°C en fin. On peut donc considérer que le bouclier thermique remplit sa fonction.

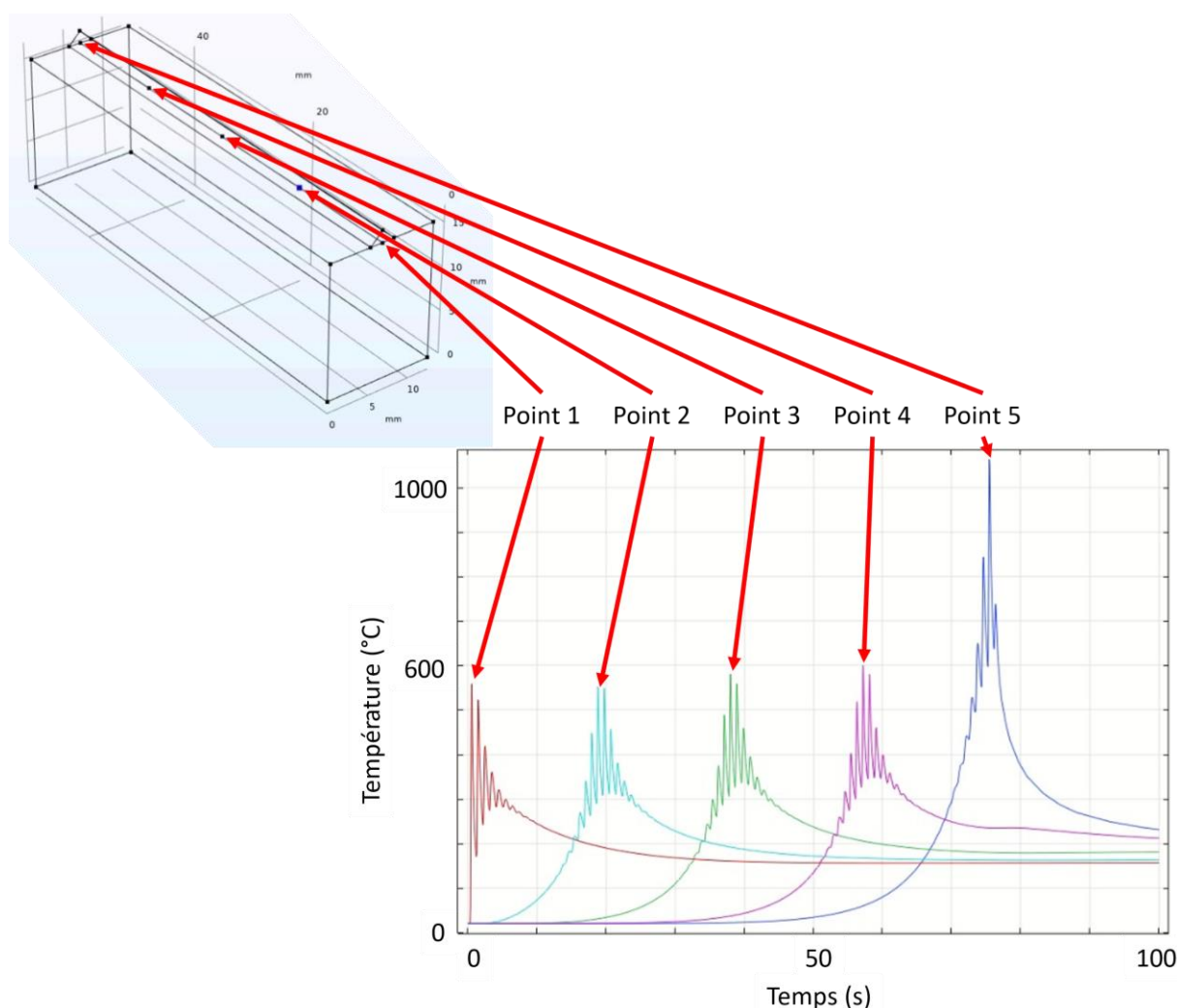


Figure III-C-2-11 : Courbes température / temps en cinq points de mesure de long de là où sera la fibre

Aucune différence significative n'a été constatée entre les deux maillages. On considère donc les résultats comme valides.

c. Etude mécanique des interfaces entre substrat et métal d'apport

Connaître l'impact de l'implantation du capteur sur la tenue mécanique de la pièce est un point majeur. Plus la répartition des déformations sera homogène dans la section sollicitée de l'éprouvette, meilleure sera la tenue mécanique en traction de la pièce. Une répartition non homogène de la déformation avec une concentration, par exemple, occasionne une perte de résistance de l'éprouvette. Pour éviter cela, nous avons évalué les défauts potentiels de la géométrie testée en comparant mesures et modélisations des tests de traction de plusieurs éprouvettes avec des configurations différentes (Figure III-C-2-13). D'abord une éprouvette de traction pleine en forme d'haltère, désignée comme « éprouvette pleine » servira de référence. Puis, trois autres configurations seront testées. La première configuration correspond à une éprouvette percée avec deux trous (diamètre 1,5 mm, axe incliné à 45°) pour le passage de la fibre. La deuxième configuration correspond à une éprouvette percée pour le passage de la fibre, avec en plus, une cavité usinée avec des flancs (plan latéraux) droits à 90°, dans laquelle est déposé le bouclier, puis remplie par fabrication additive avec le même matériau mais sans adhésion supposée de la matière au niveau des flancs droits. Ceux-ci ne permettent, en effet, pas une bonne adhésion du matériau d'apport sur l'éprouvette. La troisième configuration correspond à une éprouvette percée pour le passage de la fibre, avec une cavité usinée avec des flancs cette fois-ci inclinés à 45° favorisant l'adhésion du métal d'apport. Le bouclier s'y retrouve enfoui. Nous rechercherons pour chaque configuration le défaut le plus critique et la valeur du coefficient de concentration de contrainte associé. Il sera comparé à celui de l'éprouvette de référence.

Pour la modélisation nous avons mis en place une approche simplifiée dans laquelle l'inox 316L est considéré comme un matériau homogène, isotrope et avec un comportement élastique linéaire. Dans le cadre de ces hypothèses, nous pouvons calculer les coefficients de concentration de contraintes. Il s'agit d'une grandeur qui traduit une augmentation significative des contraintes à proximité d'un défaut dans une structure. Elle est calculée en divisant la contrainte maximum au niveau du défaut par la contrainte dans une même section sans défaut. Plus la valeur est grande et plus le défaut risque de perturber l'essai.

Les géométries sont dessinées sur le logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) SolidWorks (Dassault Système, France). Seuls l'éprouvette non-rainurée, le bouclier et le matériau d'apport sont représentés. Elles sont ensuite importées sur le logiciel de calcul éléments finis ABAQUS/CAE (Dassault Système, France). Les géométries sont représentées Figure III-C-2-12, avec de gauche à droite, l'éprouvette de référence, l'éprouvette percée, l'éprouvette enfouie avec flans de la cavité à 90° (dit plan à 90°), l'éprouvette enfouie avec flans de la cavité à 45° (dit plan à 45°). Les sections a, b et c sont celles où les contraintes seront évaluées numériquement. Les flèches indiquent les zones de défauts qui seront examinées expérimentalement. Au niveau des sections, bleu foncé : substrat de l'éprouvette ; bleu clair : bouclier ; vert : métal d'apport par fabrication additive.

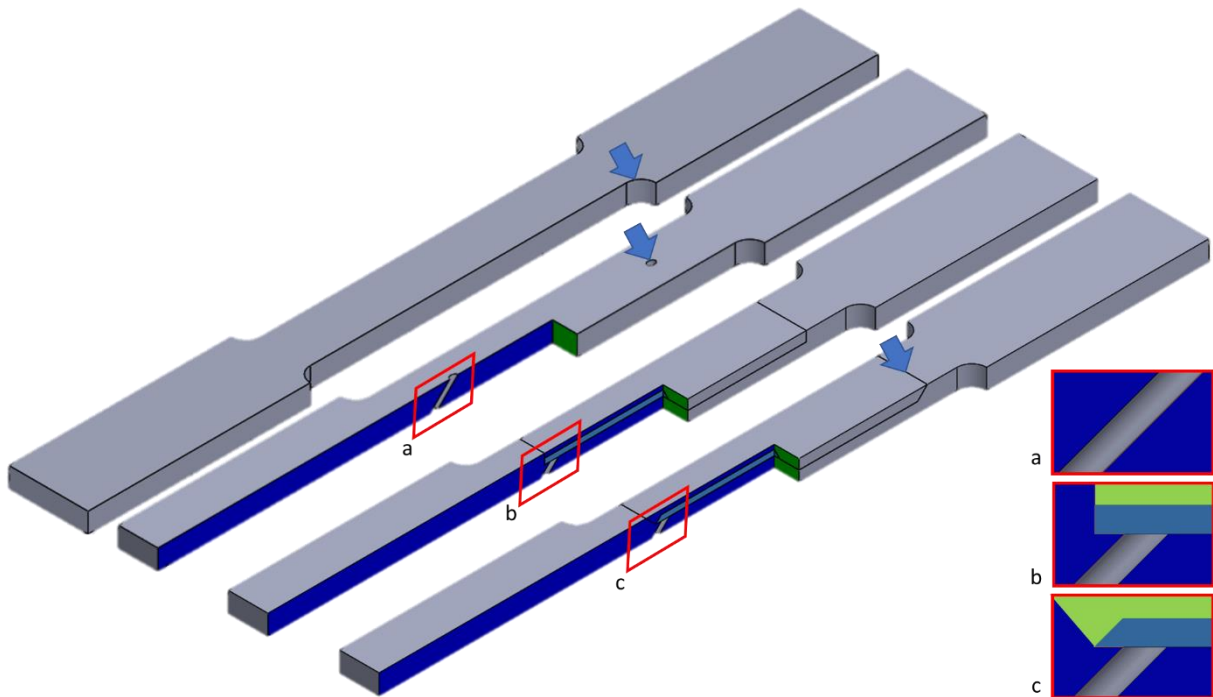


Figure III-C-2-12 : Les 4 configurations d'éprouvettes testées avant déformation

Afin de réduire le temps de calcul, nous supprimons les 45 premiers millimètres de part et d'autre de l'éprouvette. En effet, ces parties sont expérimentalement tenues dans les mors et ne devraient pas se déformer, Figure III-C-2-13. Les pièces présentes des sections (plans coupant fictivement la pièce). Elles permettent de représenter la géométrie complexe en une somme de géométries plus simples, voir dans notre cas, élémentaires (prisme et prisme triangulaire). Cela permettra le maillage automatique

de nos pièces. Les points RP-1 et RP-2 sont les centres des surfaces des extrémités de normal Z de l'éprouvette.

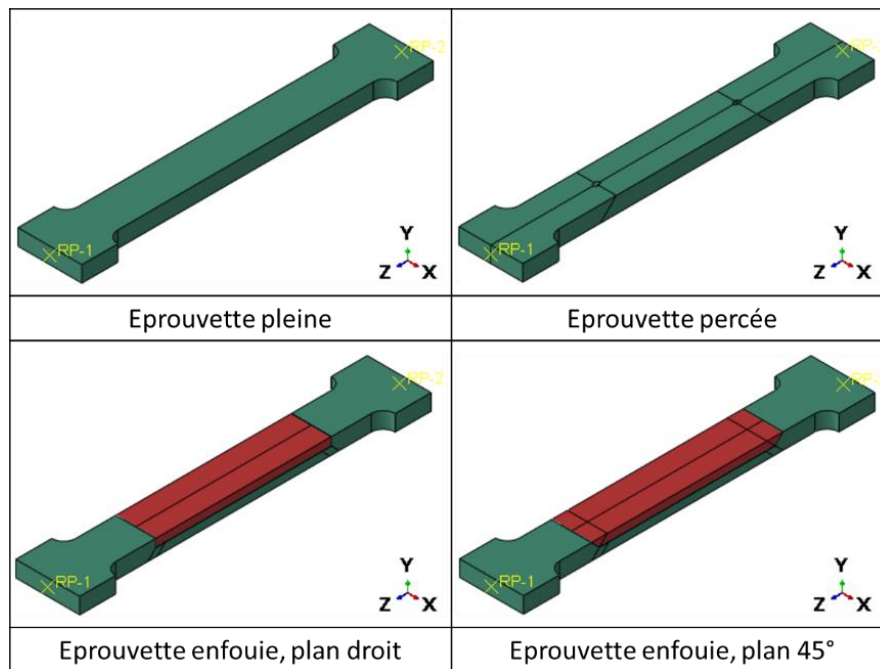


Figure III-C-2-13 : Géométries des différentes configuration simulées, en vert l'éprouvette et en rouge le métal d'apport. Leurs propriétés sont supposées les mêmes

Le module d'Young de l'acier inoxydable 316L est supposé égal à 202 000 MPa et le coefficient de Poisson égal à 0,27 (Le Neindre, 1991). L'analyse statique est effectuée et le ratio de la valeur maximum à la valeur nominale des contraintes de Von Mises permet d'obtenir le coefficient de concentration de contrainte comme décrit dans la littérature (Lu and Lieurade, 1998). Les extrémités de l'éprouvette sont supposées rigides et liées à RP-1 et RP-2. Un encastrement est appliqué en RP-1, ce qui signifie que la surface qui lui est rigidement lié sera également encastéré. Par ailleurs, une force de 16 875 N est appliquée en RP-2 suivant - Z. Elle correspond à la force nécessaire pour faire plastifier une section de 12,5 x 5 mm dont la limite d'élasticité du matériau est égale à 270 MPa (Cunat, 2000). On interdit au point RP-2 de se déplacer dans une autre direction que celle de l'application de l'effort. Les deux modèles avec enfouissement présentent des conditions aux limites supplémentaires. Toutes les surfaces en contact entre l'éprouvette, le bouclier et le matériau d'apport sont liées. Seules les surfaces de normale Z pour le modèle à flanc droit sont laissées déliées.

Cette particularité modélise une non-adhésion supposée du matériau d'apport à l'éprouvette. Chaque configuration est maillée avec environ 10 000 éléments hexaédriques quadratiques (C3D20R). Les maillages sont représentés Figure III-C-2-14.

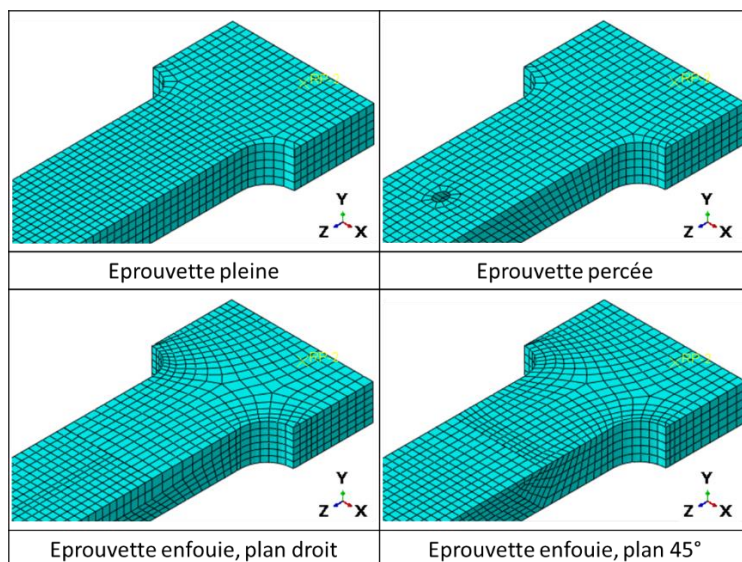


Figure III-C-2-14 : maillage proposé pour les quatre modèles

La localisation de la contrainte maximale est recherchée dans chaque configuration. Nous calculons ensuite un coefficient de concentration de contrainte en divisant la contrainte de Von Mises maximum par la contrainte moyenne mesurée au milieu de l'éprouvette. Les résultats sont présentés Figure III-C-2-15. La raideur de chaque éprouvette est aussi comparée. Pour cela, le rapport de la force et du déplacement du point RP-2 est calculé.

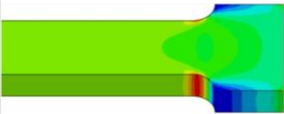
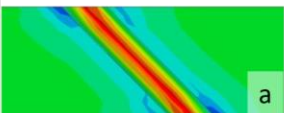
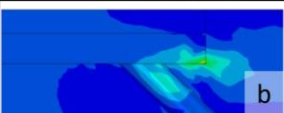
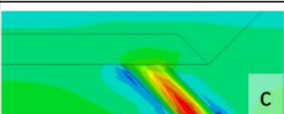
Géométrie	Localisation de contrainte max	Coefficient concentration contrainte	Raideur (N/mm)
Eprouvette pleine		1,66	123 200
Eprouvette percée		2,14	122 300
Eprouvette enfouie, plan droit		10,56	122 800
Eprouvette enfouie, plan 45°		2,37	102 900

Figure III-C-2-15 : Comparaison de la localisation des contraintes et coefficient de concentration de contrainte et des raideurs des différentes éprouvettes

Pour l'éprouvette de référence, il s'agit du cas bien connu d'une plaque épaulée en traction. Le coefficient de concentration de contrainte obtenu ici par l'analyse éléments finis est de 1,66. Cette valeur est en accord avec la valeur analytique obtenue par l'abaque, disponible dans la revue technique de l'ingénieur (Lu and Lieurade, 1998), qui est de 1,67 (Figure III-C-2-16). Cela valide *a priori* la méthode de simulation et les hypothèses utilisées.

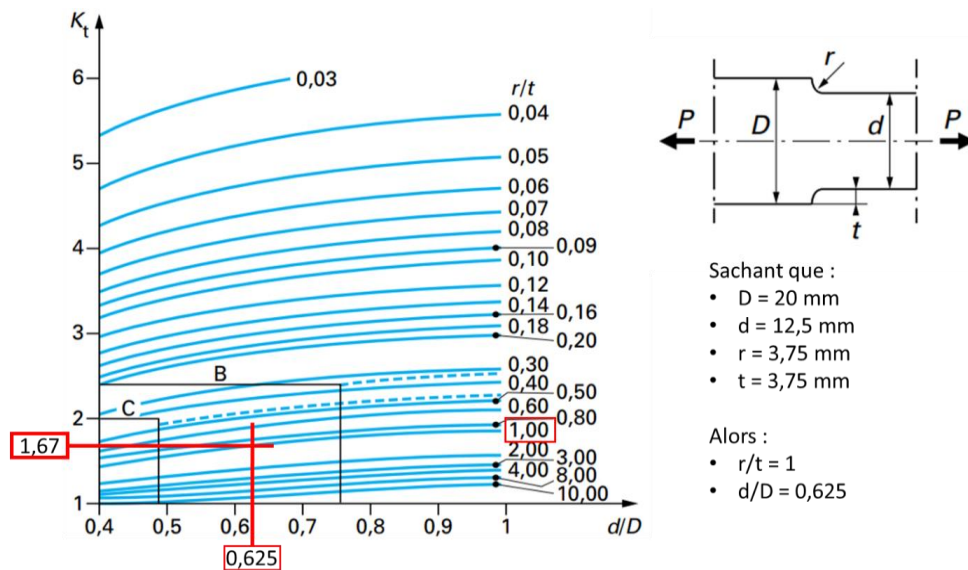


Figure III-C-2-16 : Abaque pour la détermination du coefficient de concentration de contrainte pour une plaque épaulée en traction extrait de (Lu and Lieurade, 1998)

Les résultats montrent, ensuite, que la présence d'un trou dans l'éprouvette génère une concentration de contrainte supérieure à celle de l'épaulement. Il y a donc un risque de rupture précoce à ce niveau comme nous pouvions nous y attendre. Cependant, ce défaut ne peut être évité à ce stade de développement du procédé. L'entrée et la sortie de la fibre pourra être pensée différemment dans l'avenir. Comme attendu également, nous constatons que la présence d'interfaces verticales avec non-adhésion de matière génère les plus fortes concentrations de contraintes. Dans ce cas, la structure commence à plastifier avec moins de 10% de la charge initialement prévue, soit environ 1600 N. La solution alternative avec des interfaces inclinées à 45° est clairement préférable. La sur-contrainte ne sera que de 10% par rapport à l'éprouvette simplement percée. Nous avons calculé initialement une force de 16 875 N pour commencer à plastifier. Connaissant le facteur d'amplification des déformations, la section est égale à $12,5 \times 5 \text{ mm}^2$, et la limite d'élasticité à 270 MPa, la valeur de force à partir de laquelle la structure va plastifier peut-être calculer. Pour l'éprouvette enfouie avec plan incliné à 45° , la force nécessaire est de 7 100 N. Cette charge est très supérieure à celles rencontrées dans le poignet.

En ce qui concerne la raideur des éprouvettes, de la valeur de raideur la plus grande à la plus faible, nous trouvons l'éprouvette pleine, puis l'éprouvette enfouie avec des plans à 45° , puis l'éprouvette percée et enfin l'éprouvette enfouie avec des plans à

90°, Figure III-C-2-15. L'écart de raideur entre l'éprouvette avec plan à 90° et l'éprouvette pleine est de 17%. Ce même écart avec les deux autres éprouvettes est inférieur à 1%. Nous pouvons donc considérer que, s'il y a adhésion entre le métal d'apport et l'éprouvette, nous ne devrions pas constater de différence significative en termes de raideur entre ces différentes géométries. Ce point va être vérifié expérimentalement dans la suite. Si nous constatons expérimentalement une raideur drastiquement inférieure, nous pourrions l'imputer à un problème d'adhésion.

Le champ de déformation à la surface de l'éprouvette, au niveau des défauts réels ou supposés (indiqués par des flèches bleues Figure III-C-2-12), a aussi été calculé et sera présenté au niveau des résultats expérimentaux.

d. Fabrication des éprouvettes

La première difficulté rencontrée lors de l'enfouissement concerne le positionnement de la fibre. Initialement, elle devait prendre place dans une rainure réalisée dans le bouclier. Mais il s'est avéré plus pertinent de faire la rainure dans l'éprouvette. En effet, cela réduit la probabilité de coincer la fibre et de la couper, Figure III-C-2-17. Une autre alternative aurait été de réduire la largeur de la rainure dans le bouclier pour garantir son maintien. Ensuite, un nombre non négligeable de casse a eu lieu lors du positionnement de l'éprouvette dans son montage de fabrication. La rainure permettant le dégagement de la fibre a été élargie afin de limiter cette cause d'échec. La zone de sortie des fibres est une zone de fragilité : il est arrivé que les fibres soient cisailées à ce niveau lors de mauvaises manipulations. L'ajout de manchons en caoutchouc à ces endroits pourrait constituer une solution à ce problème.

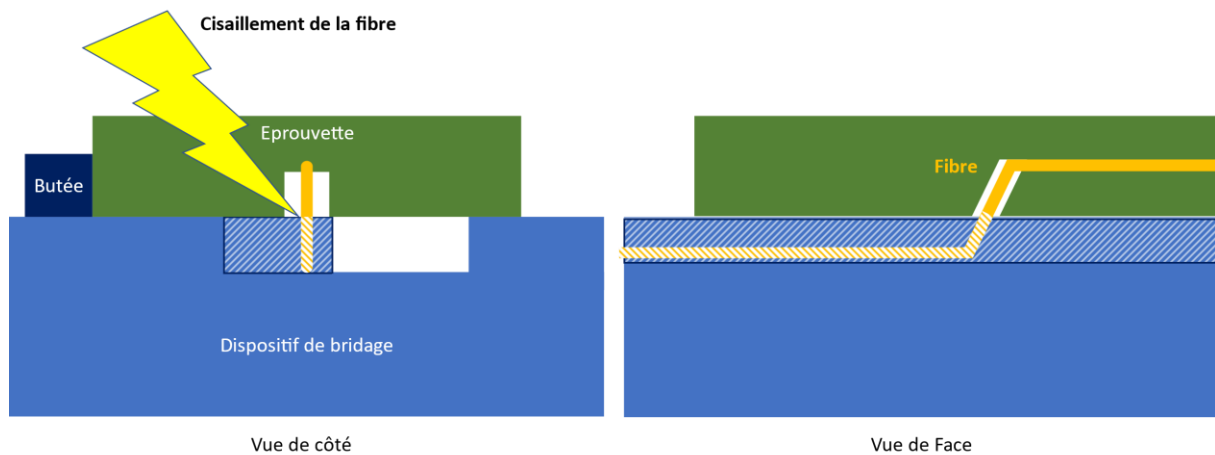


Figure III-C-2-17 : Problématique du cisaillement de fibre et solution proposée, zone rainurée sur le système de bridage réusinée pour éviter le pincement de la fibre

Le stockage des éprouvettes avec les fibres enfouies présente lui aussi quelques risques. Il doit permettre aux fibres d'être à la fois à l'abri de toute mauvaise manipulation mais libres de toute contrainte (comme le cisaillement). Sachant que les fibres mesurent 1 m de long, il est arrivé qu'un pincement de la fibre lors d'une manipulation de l'éprouvette l'arrache. La dernière source de casse concerne la pose de connecteurs sur les fibres optiques directe ou par soudage. Cette étape nécessite un dés-enrobage chimique de la fibre, pour retirer le revêtement d'or, ce qui la rend beaucoup plus fragile. De l'eau régale est utilisée à cette effet. La manipulation est présentée Figure III-C-2-18.

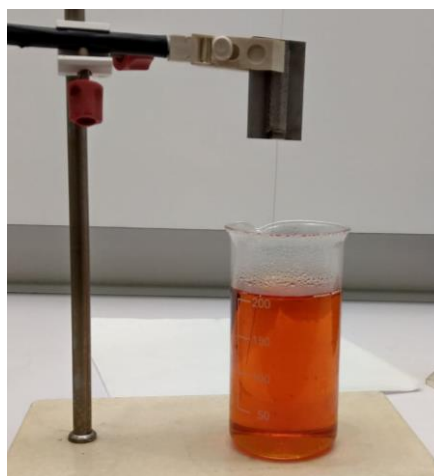


Figure III-C-2-18 : Extrémité d'une fibre en cours de dés-enrobage dans de l'eau régale

Les extrémités des fibres sont, ensuite, clivées, puis positionnées dans une soudeuse à fibre optique (machine permettant de réaliser une épissure). Lors de cette opération délicate, une petite traction est exercée sur la fibre. Cette dernière opération a endommagé de façon irréversible une éprouvette. Il est donc important de prévoir des sur-longueurs de fibre pour se prémunir de ces cas. Après enfouissement, nous avons vérifié que la fibre guidait toujours la lumière et ne glissait pas à l'intérieur de la rainure en appliquant manuellement des tensions aux extrémités des fibres. Si la fibre ne glisse pas, cela suppose qu'elle adhère à l'éprouvette, alors si on déforme l'éprouvette, la fibre devrait se déformer aussi. Cela reste à valider.

3. Evaluation mécanique du procédé d'enfouissement

a. Protocole

Dans cette partie, nous présentons les essais mécaniques visant à valider les simulations. Toutes les géométries n'ont pas été reproduites. Seules celles d'intérêts, les éprouvettes pleines, percées et enfouies avec plans à 45° ont été testées. En effet, vu le coût de production important de chaque éprouvette, nous n'avons pas souhaité fabriquer des éprouvettes dont nous savions qu'elles auraient des propriétés mécaniques trop éloignées de la structure de référence. Pour cette même raison, nous avons limité le nombre d'éprouvettes testées à 3 par géométrie.

Une machine d'essais universelle INSTRON 5969 a été utilisée pour réaliser les essais de traction. Elle est équipée de mors auto-serrant dont la charge maximale admissible est de 50 kN, comme celui du bâti de la machine. Afin que les conditions d'essai coïncident avec celles de la simulation, les essais ont été réalisés à basse vitesse afin de pouvoir négliger les effets d'inertie. Une vitesse de déplacement de la traverse de 1 mm/min a été choisie ce qui correspond à une vitesse de déformation dans la section utile de l'éprouvette d'environ 2.10^{-4} s^{-1} . La machine est pilotée par le logiciel Bluehill Universal®. Il est important de noter que la raideur de la machine seule est de 180 000 N/mm. Elle sera plus faible avec les mors. Comme cette raideur est proche de celle de l'éprouvette à tester, il ne faudra pas considérer les déplacements mesurés

par la machine comme étant celui de l'éprouvette seule. L'essai s'arrête lorsque l'éprouvette rompt. En théorie, la résistance mécanique de l'acier inoxydable est de 620 MPa (Cunat, 2000) ce qui signifie que la force nécessaire pour rompre l'éprouvette de référence est de 38 750 N. Nous fixons une limite à 48 000 N pour préserver les éléments mécaniques de la machine d'essai tout en s'assurant que l'éprouvette cédera.

L'instrumentation mise en place dans cet essai consiste en une cellule de force de 50 kN (2580-50 kN). Cette cellule a une précision garantie à 0,5% à partir de 50 N. Pour la mesure des déformations, nous utilisons une caméra Basler acA2500 60um et son objectif InfiniProbe MS à grossissement variable. La caméra dispose d'une résolution de 2590 x 2048 pixels. En positionnant la caméra à 120 mm de l'échantillon nous obtenons une largeur de champ de 22,5 mm, ce qui permet d'utiliser la majorité des pixels pour observer les points d'intérêt sur chacune des géométries. Les images typiques obtenues sont représentées Figure III-C-3-1. La ligne horizontale image C correspond à une surépaisseur résiduelle de matériau d'apport après resurfaçage.



Figure III-C-3-1 : Images acquises avec la caméra Basler pour la corrélation d'images. (a). Éprouvette pleine ; (b). Éprouvette percée ; (c). Éprouvette enfouie avec plans à 45°

Les données acquises via Bluehill Universal® pendant l'essai sont le déplacement de la traverse, la force et le temps. L'échantillonnage est de 1 Hz. Cela peut sembler faible, mais comme l'allongement à rupture est environ de 56 % avec une vitesse de déplacement de 1 mm/min, l'essai devrait durer environ 45 minutes soit 2700 points de mesure, si on considère la machine comme parfaitement rigide. L'acquisition des images est faite à l'aide de Pylon Viewer. La fréquence d'acquisition est également de 1 Hz. Si l'ensemble de l'essai était enregistré, cela représenterait au moins 2700

images soit environ 10 Go de données par essai. Nous décidons donc de restreindre l'acquisition à la phase de déformation élastique de l'éprouvette, phase la plus intéressante à comparer à la simulation numérique, puisqu'il s'agit de l'une des hypothèses du modèle.

Une étude métallographique vient compléter cette analyse. Les objectifs sont multiples. D'abord, nous souhaitons constater si la microstructure du matériau initial est modifiée par l'apport d'un nouveau matériau par cette technique de fabrication additive. Ensuite, nous souhaitons comparer la microstructure du métal d'apport et du métal initial afin de vérifier s'il s'agit bien du même matériau. Enfin, nous souhaitons constater l'adhésion du métal d'apport sur l'éprouvette. Pour cela des échantillons ont été extraits de deux éprouvettes testées, pour chacune dans la zone de transition et de striction tel qu'indiqué sur la Figure III-C-3-2. L'une des éprouvettes était pleine et l'autre avec une fibre enfouie. Les échantillons sont débités à l'aide d'une scie à échantillon. Celle-ci est abondamment lubrifiée afin d'éviter toute modification de la microstructure due à un échauffement lors de la coupe. Les échantillons sont ensuite enrobés dans de la résine puis polis. Finalement, une trempe de 5 min dans un mélange d'acide chlorhydrique et d'acide nitrique est effectuée, afin de révéler la microstructure de l'acier inoxydable.

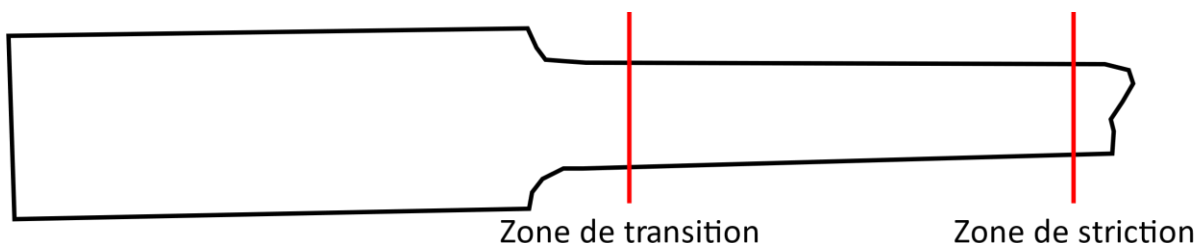


Figure III-C-3-2 : Zones sélectionnées pour effectuer des coupes métallographiques sur les éprouvettes après traction

b. Résultats expérimentaux des tests de traction

La Figure III-C-3-3 représente l'évolution de la force en fonction du déplacement pour les trois types d'éprouvettes.

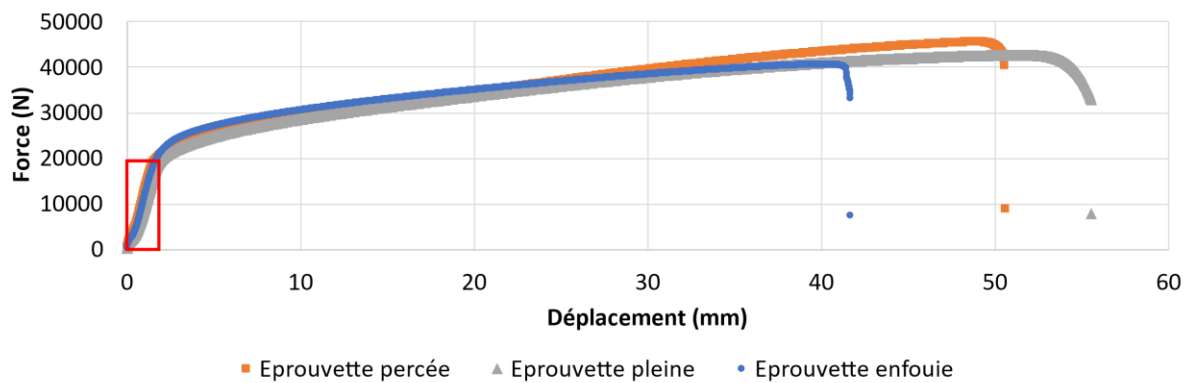


Figure III-C-3-3 : Courbe force / déplacement pour chacune des 3 configurations testées ; en rouge, la zone élastique de laquelle il n'est pas souhaitable de sortir lors d'une utilisation réelle

Trois phases peuvent être distinguées pour chaque courbe : la déformation élastique, suivie d'une forte baisse de la pente initiale créant une non-linéarité. Celle-ci est suivie par une zone d'écrouissage jusqu'à rupture. Cette forme de courbe est conforme à celle attendue pour des aciers inoxydables. En ce qui concerne la limite d'élasticité, elle est calculée à 331 ± 14 MPa pour les éprouvettes pleines. La résistance mécanique, quant à elle, est de 716 ± 33 MPa. Ces valeurs sont incluses dans l'intervalle donné pour les inox dans la base de données CES Edupack (Ashby et al., 2007). Concernant la raideur des différentes éprouvettes, Figure III-C-3-4, comme attendu, il n'existe pas de différence significative entre les éprouvettes pleines et percées. Cependant, il existe une différence significative entre les éprouvettes enfouies et les autres. Les éprouvettes pleines et percées sont environ 8% moins rigides que les éprouvettes enfouies. Ces résultats sont étonnants puisque nous observons une tendance inverse avec notre modèle numérique. Cela pourrait venir de propriétés légèrement différentes du matériau d'apport ou d'une conséquence de l'effet thermique dû au dépôt. De plus, on constate que les raideurs sont presque 10 fois plus faibles que celles attendues. Cela est dû à la raideur de la machine qui n'a pas été corrigée.

Géométrie	Raideur (N/mm)
Eprouvette pleine	12402 ± 250
Eprouvette percée	12384 ± 287
Eprouvette enfouie 45°	13462 ± 194

Figure III-C-3-4 : Synthèse des raideur mesurés expérimentalement

Concernant la rupture, l'éprouvette percée rompt à une elongation 10% moindre que l'éprouvette de référence. L'éprouvette enfouie rompt à une elongation 20% moindre que l'éprouvette percée.

Le champ de déformation observé est présenté Figure III-C-3-5. Nous constatons que pour l'éprouvettes pleine et l'éprouvette percée, les champs de déformation simulés sont conformes à ceux mesurés lors des essais. Pour l'éprouvette enfouie, le champ de déformation doit idéalement être homogène. Cependant, sur une éprouvette nous constatons des déformations importantes en amont de la zone enfouie et une déformation réduite au niveau de l'enfouissement. Ce constat n'a été fait que pour une éprouvette enfouie qui a cassée au niveau de l'interface matériau d'apport / matériau initial. Cela signifie que pour cette éprouvette les efforts de traction ne sont pas, ou seulement en partie, transmis au matériau d'apport. Ce n'est pas le cas des autres éprouvettes enfouies.

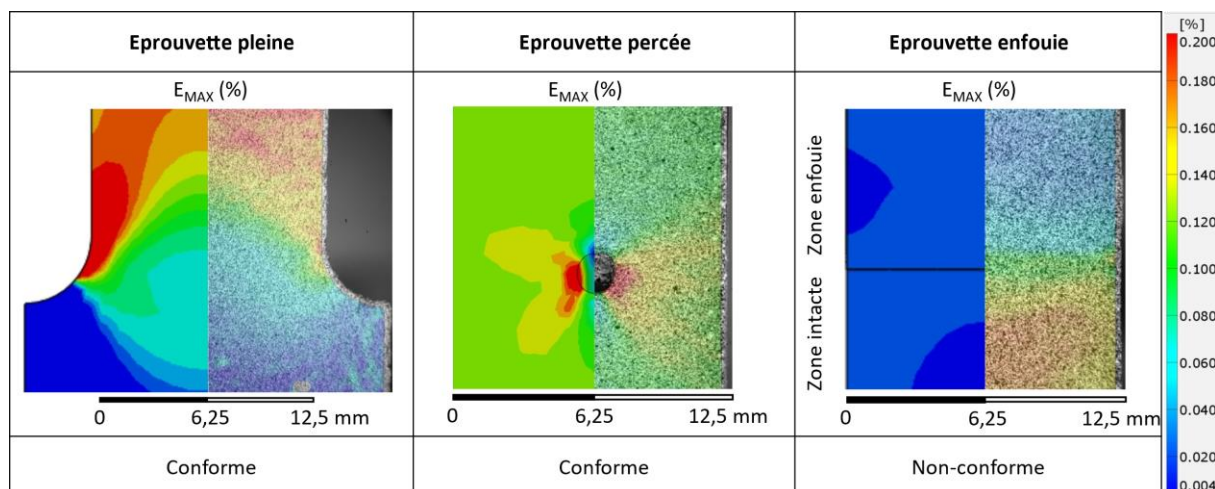


Figure III-C-3-5 : Comparaison (conformité) pour les trois configurations d'éprouvette entre simulation (à gauche) et résultats expérimentaux

Il a été constaté que l'adhésion du matériau d'apport sur la pièce de base avait été bon pour certaines éprouvettes et mauvais pour d'autres. Ce point est illustré Figure III-C-3-6. Sur l'image de gauche, montrant un cas de non-adhésion, nous distinguons comme deux matériaux, celui du substrat en haut et celui ajouté en bas. Des couches de fabrication sont observables sur ce dernier. Lorsque l'éprouvette casse au milieu de la partie étirée, comme sur l'image du milieu, cette distinction n'est pas visible. Comme le programme de fabrication additive a été préparé pour répondre aux dimensions théoriques de l'éprouvette, il est possible que certaines éprouvettes aient eu une cavité plus longue créant ainsi un jeu entre le métal d'apport et le substrat, pouvant expliquer la non-adhésion dans ce cas.

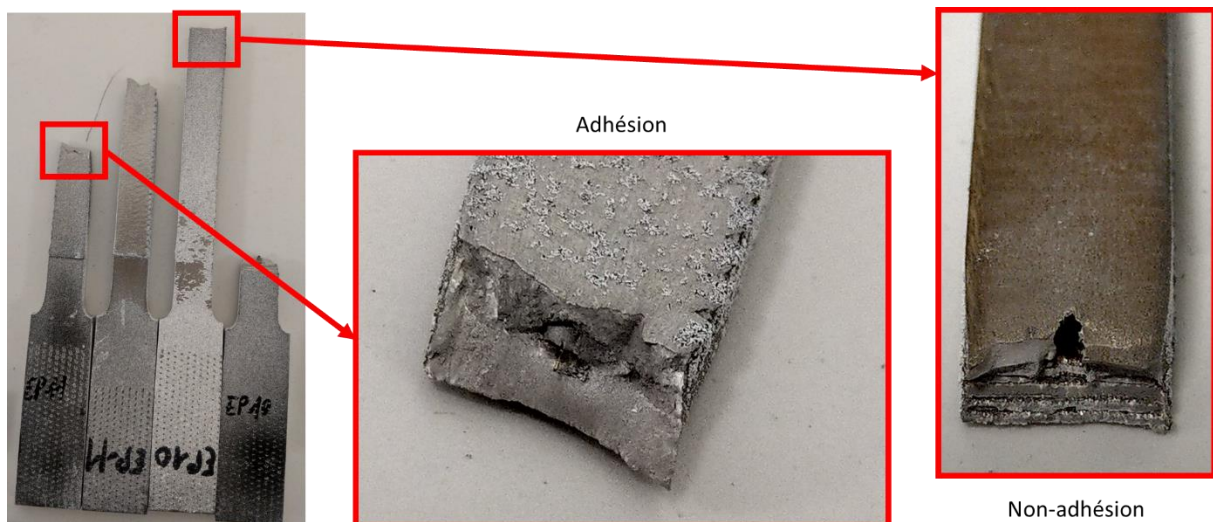


Figure III-C-3-6 : Distinction entre cas d'adhésion et de non-adhésion constatés lors des essais de traction sur certaines éprouvettes enfouies

Concernant l'étude métallographique, les différentes sections sont représentées Figure III-C-3-7. Le premier constat est que l'acide ne réagit pas de la même manière sur le matériau d'apport, sur le matériau du bouclier et sur le matériau initial. Il semblerait que le matériau d'apport soit le moins sensible aux acides et celui du bouclier, le plus sensible. Le deuxième point concerne l'adhésion du bouclier sur l'éprouvette, nous constatons un liseré noir sous le bouclier. Cela est le signe d'une non-adhésion du bouclier dans cette zone. Elle est prévisible et pourrait être réduite à l'avenir en utilisant un bouclier avec une base moins large.

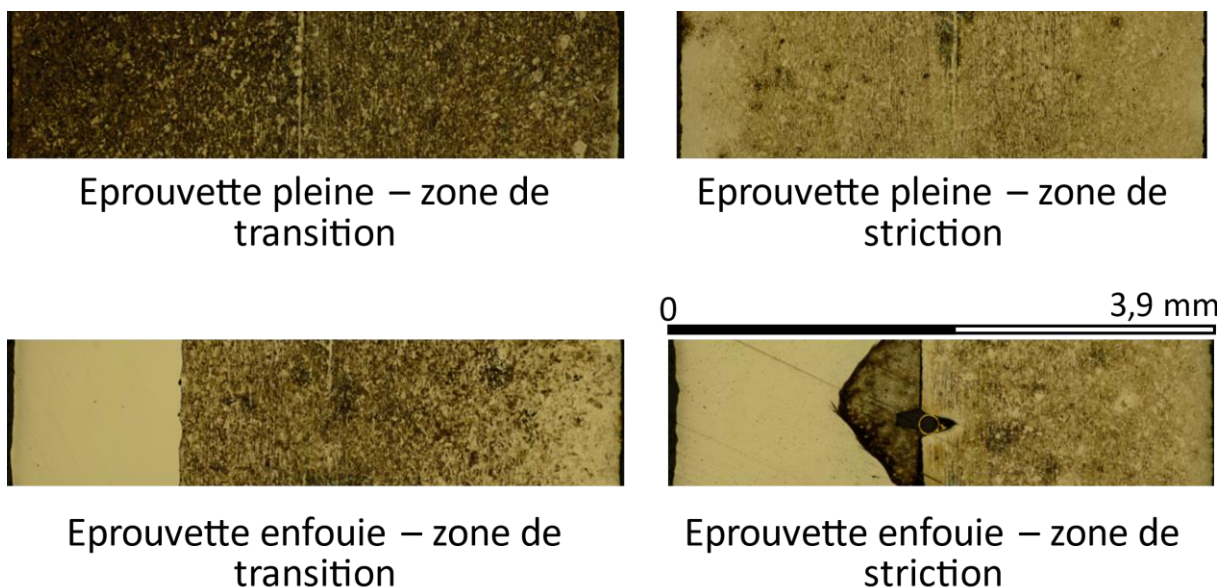


Figure III-C-3-7 : Microstructure des 4 échantillons en grossissement x5 après un bain dans l'acide

Au niveau de la microstructure elle-même, il ne semble pas y avoir de différence significative induite par le procédé d'enfouissement sur le matériau initial, Figure III-C-3-8.

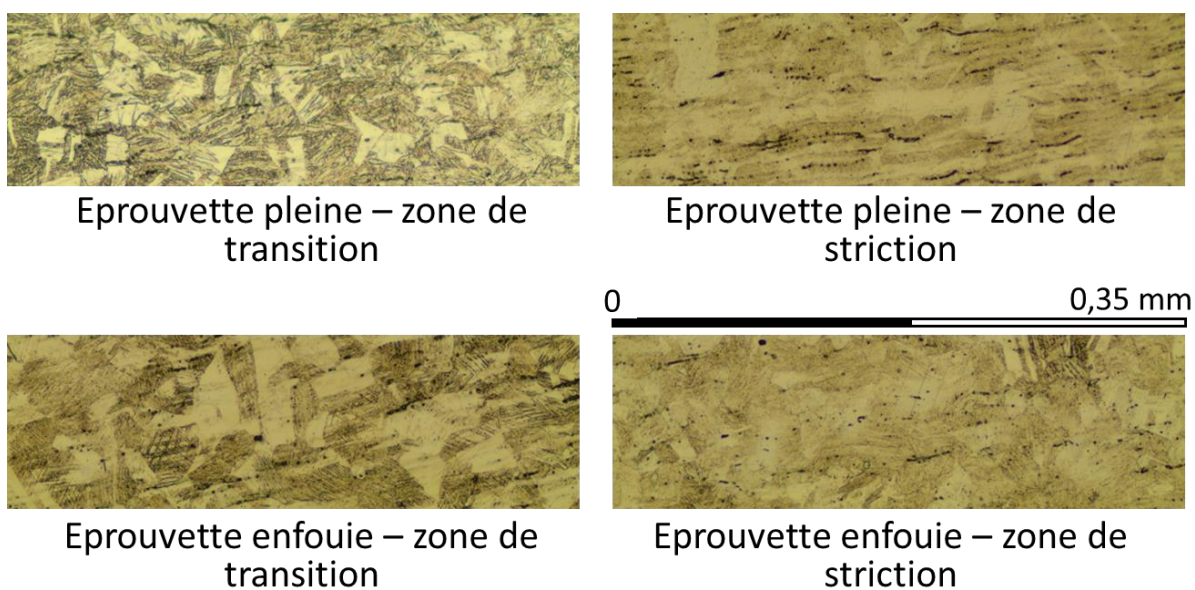


Figure III-C-3-8 : Micrographie des 4 échantillons en grossissement x20 au niveau du métal initial de l'éprouvette après un bain dans l'acide

Concernant les zones d'adhésions, elles sont présentées Figure III-C-3-9. A l'interface entre le bouclier et le métal d'apport, il y a un mélange des matériaux qui assure la bonne adhésion. Ce constat est aussi vrai au niveau du matériau du substrat et de l'éprouvette. Les points de soudure préalablement réalisés pour le maintien du bouclier sont eux aussi visibles.

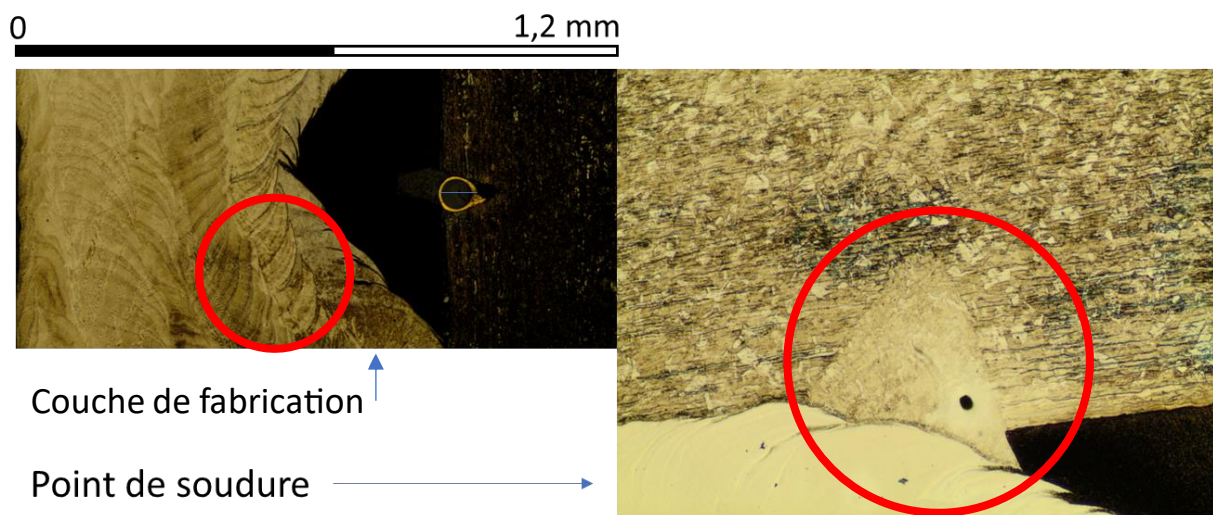


Figure III-C-3-9 : Zone d'adhésion, grossissement x5 après un bain dans l'acide

4. Conclusion

Sur les éprouvettes enfouies, les valeurs de résistance mécanique et la limite d'élasticité ne correspondent pas tout à fait aux valeurs de référence de l'INOX 316L. De plus, les résultats des coupes métallographiques semblent indiquer que les écarts constatés entre la raideur avant et après enfouissement proviendrait de l'usage de matériaux avec des propriétés différentes pour l'éprouvette et le matériau d'apport. Au vu des propriétés mécaniques hautes obtenues, il est possible que le matériau utilisé pour l'éprouvette de référence et le substrat des autres soit obtenu par un procédé de type laminage et testé dans la direction de laminage. Si la valeur de raideur peut sembler faible, c'est parce qu'elle inclut les raideurs en série du bâti, des mors et de l'échantillon.

Mise à part la surface de contact inférieur du bouclier, il ne semble pas y avoir de zone de non-adhésion sur les éprouvettes enfouies réussies. On peut donc en conclure que

la rupture précoce au niveau d'une interface sur l'une des éprouvettes enfouies est due à une erreur au niveau du réglage de la stratégie de dépôt du matériau d'apport et non à un défaut du procédé lui-même. Cependant, la rupture de l'éprouvette enfouie a lieu plus rapidement que l'éprouvette simplement percée, cela semble indiquer que l'adhésion du matériau d'apport est un point qui pourrait être encore amélioré. Le mode de sollicitation choisit limite l'impact du manque d'adhésion entre le bouclier et l'éprouvette. Il serait intéressant d'effectuer d'autres tests, tels que des essais de flexion afin d'en évaluer l'impact réel.

Du point de vue de l'utilisation de ce procédé pour des pièces prothèses fonctionnelles, l'idéal pour le passage de la fibre serait de profiter de trous déjà existants, Figure III-C-4-1. Cela permettrait de supprimer l'effet d'usinage supplémentaire, même si dans le cas développé précédemment, cela n'a pas été le facteur prépondérant.



Figure III-C-4-1 : CAO de la prothèse Prosthelast®

La faisabilité de l'enfouissement d'une fibre optique dans une pièce en inox à l'aide du procédé CLAD-DED® est démontrée. La fibre est enfouie dans un canal de 200 μm sans être détruite, malgré la température du bain de fusion. C'est une première avec ce type de procédé. Il serait donc possible *a priori* d'insérer des capteurs dans la prothèse à proximité de l'interface avec l'os sans pour autant dégrader significativement les propriétés mécaniques de la structure. La plage d'élasticité et les raideurs restent sensiblement les mêmes. Cependant, la procédure d'enfouissement peut encore être améliorée. Le maintien de la fibre au cours de la procédure doit être repensé pour éviter qu'elle soit brisée. Il est également souhaitable qu'un manchon

soit ajouté aux endroits où la fibre entre et sort de la pièce métallique pour la maintenir et réduire le risque de casse. La présence d'une surface de non-adhésion de la matière entre le dessous du bouclier et la pièce de base est probablement l'élément principal justifiant la modification de la contrainte de rupture. Elle pourrait être réduite en utilisant des boucliers avec des bases de largeur moindre. L'enfouissement d'autres types de capteurs comme les capteurs résistifs mériteraient d'être envisagés. L'enfouissement sur une vraie prothèse dans des zones où la géométrie est plus complexe reste un défi. Par conséquent, au vu des difficultés non négligeables rencontrées lors de cette étude, le choix de ne pas mettre cette instrumentation en place sur le modèle expérimental a été fait. Si des travaux futurs permettent de faire aboutir cette technologie, elle pourra tout à fait être mise en place dans le modèle proposé. En effet, le modèle expérimental est conçu pour l'intégrer.

IV. Mise en place de la caractérisation expérimentale biomécanique

Nous disposons, à ce stade, d'un modèle numérique de l'articulation radio-carpienne saine et opérée. Il nous permet entre autres, de proposer des conditions aux limites permettant de reproduire un chargement physiologique. Il nous permet également de mesurer les déformations à la surface du radius et au niveau de la prothèse, en particulier au niveau de sa tige. Nous disposons également de plusieurs capteurs. Les films fin permettent de localiser les efforts dans un contact. Les capteurs Flexiforce permettent de mesurer dans ces mêmes contacts le niveau d'effort. La stéréocorrélation d'images nous permet de mesurer le champ de déformation à la surface de l'os. Finalement, un réseau de Bragg sur fibre devrait nous permettre à terme de mesurer les déformations, entre autres, au niveau de la tige de la prothèse.

Tout l'enjeu du protocole expérimental que nous mettons en place sur le radius est de reproduire les conditions aux limites, de vérifier que le chargement produit correspond effectivement à un chargement physiologique. Ainsi, les niveaux de déformation mesurés sur la surface de l'os cortical du radius et dans la prothèse pourront être considérés comme représentatifs de ceux présents in-vivo.

Si nous réalisions directement des essais sur des radius cadavériques, nous ne serions pas capables de savoir si les différences entre les valeurs attendues (celles du modèle) et les valeurs mesurées (celles sur les radius) serait dues à la géométrie de l'os, aux propriétés mécaniques de l'os ou à notre montage de test. Nous proposons donc de valider notre protocole expérimental sur des modèles de radius synthétiques.

Pour réaliser cette étude, nous avons envisagés de travailler sur des Sawbones®, mais l'idée n'a pas été retenue puisque la géométrie testée aurait été différente de la géométrie simulée. De plus, le prix d'un modèle de radius destiné à l'étude biomécanique est de 200 €. Le dernier frein a été l'indisponibilité de ces modèles pendant près d'un an. Nous nous sommes donc tournés vers l'impression 3D en ABS. Cette méthode est maintenant très largement utilisée dans le milieu de la santé (Buj-Corral et al., 2021). Il permet de reproduire des os dont la forme sera celle simulée. Nous n'avons pas de problème de disponibilité et le coût par os imprimé est inférieur à 2 €.

Cela implique plusieurs choses, d'abord et comme nous l'avons montré dans l'état de l'art, les propriétés mécaniques de notre matériau doivent-être caractérisées. De plus, les propriétés mécaniques étant différentes de celles de l'os, il sera nécessaire d'adapter le chargement pour que les déformations mesurées par corrélation d'images correspondent à celles qui sont mesurées sur l'os. Finalement, l'essai pourra être mis en place sur l'os imprimé 3D et les résultats comparés à ceux du modèle numérique.

A. Caractérisation expérimentale d'un ABS imprimé 3D

Pour caractériser le matériau Z-ABS imprimé en 3D que nous souhaitons utiliser, nous allons nous baser sur une méthode originale composée d'essais de compression et d'essais de cisaillement (Hassel et al., 2008). Pour ce dernier test, un montage est proposé. Notre méthode est testée préalablement sur un matériau isotrope. Une fois le protocole validé, il est utilisé pour caractériser le Z-ABS supposé orthotrope.

1. Essai de compression sur cube polymère isotrope

a. Protocole d'essai

Les polymères non chargés (PLA, ABS, PVC, POM, Nylon, etc...) commercialisés sous forme de plaques sont des matériaux généralement supposés homogènes et isotropes. Si leur déformation n'excède pas quelques pourcents, leur comportement est considéré comme élastique linéaire. Leur module de Young est généralement inclus entre 1300 et 3500 MPa et leur coefficient de Poisson est compris entre 0,35 et 0,42¹. Comme nous souhaitons profiter de cette campagne de caractérisation pour optimiser un dispositif de cisaillement, nous proposons d'abord de travailler sur un matériau isotrope. Ce matériau est un nylon qui nous sert notamment à fabriquer des pièces à faible coefficient de frottement. Cela permettra d'avoir une valeur de référence pour le module de cisaillement. En effet, le module de Young, le coefficient de Poisson

¹ <https://www.matweb.com/>

et le module de cisaillement sont liés par la relation suivante pour les matériaux isotropes :

$$G = \frac{E}{2(\nu + 1)} \quad (15)$$

Où G est le module de cisaillement, E est le module d'Young et ν est le coefficient de Poisson.

La première étape consiste à réaliser un essai de compression sur ce matériau pour obtenir son module de Young. Le dispositif de cisaillement utilisant un échantillon cubique, nous utiliserons également un cube pour les essais de compression. Pour avoir un volume de matière comparable à celui de l'os, nous choisissons 10 mm de côté. Les échantillons sont produits dans une plaque de Nylon de 20 mm d'épaisseur. Pour ne pas avoir à utiliser de lubrifiant de coupe (composé d'eau), nous utilisons des paramètres de coupe adaptés, limitant l'échauffement du polymère. Nous garantissons alors que les propriétés mécaniques du nylon ne seront pas modifiées par le procédé de fabrication de l'échantillon. L'usinage permet également de supprimer les surfaces extérieures du matériau brut qui n'ont généralement pas les mêmes propriétés mécaniques. Une fois fabriqué, l'échantillon est stocké à l'abri de la lumière et dans un sachet hermétique jusqu'au jour des essais, ce qui limite la dégradation et le vieillissement prématuré des propriétés mécaniques du polymère.

L'essai de compression est réalisé sur une machine de test Instron ElectroPuls E10000. L'instrumentation est composée d'une cellule de force de 10kN, d'une camera Basler acA2500-60um et de son objectif à grossissement variable InfiniProbe MS. Ces derniers permettent, à l'aide d'un mouchetis appliqué sur la surface de l'échantillon et du logiciel Gom Correlate Pro, de suivre la déformation de l'échantillon. L'échantillon est mis en place entre deux plateaux en acier, Figure IV-A-1-1. Le contact est lubrifié à l'aide de vaseline (sans eau).

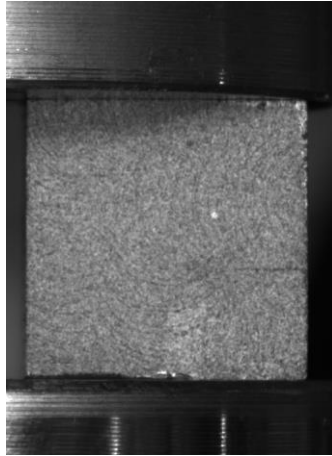


Figure IV-A-1-1 : Echantillon disposé entre les deux plateaux de compression et préalablement préparé pour la corrélation d'images numériques

L'essai est piloté en déplacement avec une vitesse de 1 mm/min. Sachant que la hauteur de l'échantillon est de 10 mm, cela implique une vitesse de déformation de $1,67 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. Nous pouvons donc supposer l'essai comme quasi-statique. L'essai s'interrompt lorsque la force atteint 8000 N. L'échantillon est alors rapidement déchargé. Pour choisir la fréquence d'acquisition de notre caméra, nous réalisons un calcul simple. Nous savons que le module de Young d'un Nylon est généralement inclus dans l'intervalle [2620 ; 3200] MPa et que sa limite d'élasticité est inclus dans l'intervalle [60 ; 94,8] MPa (Ashby et al., 2007). Si nous évaluons la contrainte lorsque la force de 8000 N est atteinte :

$$\sigma = \frac{F}{s} = \frac{8000}{100} = 80 \text{ MPa} \quad (16)$$

80 MPa est inclus dans l'intervalle [60 ; 94,8] MPa. Supposons que notre matériau a un comportement linéaire jusqu'à 80 MPa et recherchons la durée maximale d'essai pour atteindre cette valeur. D'après la loi de Hooke :

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{80}{2620} = 0,03 \quad (17)$$

Il suffit de diviser la déformation par la vitesse de déformation pour obtenir le nombre de seconde que dure l'essai, soit 18 secondes. Si nous refaisons le même calcul avec un module de 3200 MPa, nous trouvons 15 seconde d'essai. Si nous choisissons une fréquence d'acquisition de 5 Hz, nous devrions avoir entre 75 et 90 images. Sachant que le comportement attendu est une droite, il s'agit d'un nombre d'images suffisant. Pour chaque essai, le module d'Young sera déterminé. Le rapport de la déformation transversale / déformation longitudinale permettra de calculer le coefficient de poisson. L'écart-type est ensuite calculé sur les trois valeurs et comparé à la valeur moyenne obtenue sur les trois essais.

b. Résultats des essais de compression sur cube polymère isotrope

Dans un premier temps, les images de corrélation d'images sont recalées sur le début de l'essai. Il suffit pour cela de sélectionner un point du plateau de compression côté traverse mobile. Lorsqu'un déplacement est mesuré sur ce point, cela signifie que l'essai a commencer. Ensuite, les données de corrélation exprimées en fonction du nombre d'images sont re-exprimées en fonction du temps (sachant que 1 seconde = 5 images). Une surface d'intérêt est définie. Nous sélectionnons un carré à l'intérieur de la surface, suffisamment éloigné des bords pour éviter tout phénomène parasite. La déformation suivant X (direction transverse) et Y (direction longitudinale) y est d'abord visualisée, Figure IV-A-1-2. Comme nous pouvons le constater, les champs de déformation sont homogènes. Si nous observons la répartition des déformations sur la surface d'étude (à l'aide de l'histogramme à droite de l'échelle de couleur), nous constatons que les valeurs sont bien regroupées autour de la valeur moyenne. Cela signifie donc qu'on a un état de contrainte homogène.

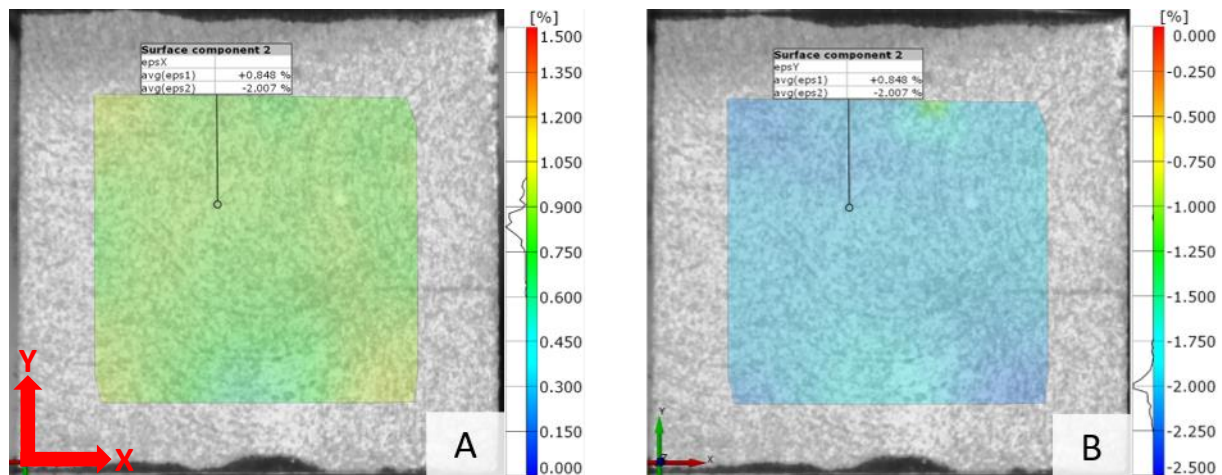


Figure IV-A-1-2 : Champs de déformation dans la direction X (A) et Y (B) lors de la compression

Nous calculons alors la moyenne des déformations suivant X et Y sur cette surface d'intérêt. Nous pouvons alors tracer la courbe déformation moyenne X en fonction de la déformation moyenne Y. Le coefficient directeur sera le coefficient de Poisson. Avec un objectif sans grossissement, nous parvenons à mesurer des déformations de l'ordre de 0,1 %. Comme nous avons la même résolution de caméra, mais pour une zone d'observation restreinte, avec l'objectif grossissant, nous devrions avoir la capacité de mesurer des déformations au moins aussi faibles, voire plus faible. En ne considérant que les déformations à partir de 0,1% de déformation nous nous assurons donc de l'exactitude du coefficient de Poisson calculé. Par ailleurs, pour garantir que le polymère a encore un comportement élastique linéaire, nous décidons de limiter la déformation maximale à 0,5%. En ne traçant que les déformations dans cet intervalle, nous obtenons la courbe présentée dans la Figure IV-A-1-3. Nous en déduisons un coefficient de Poisson d'environ 0,39.

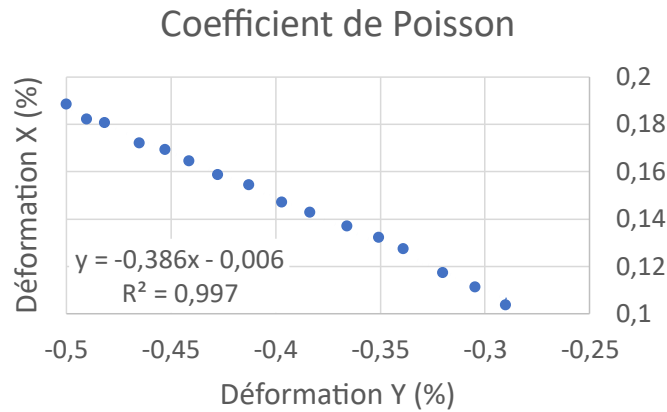


Figure IV-A-1-3 : Déformation transversale en fonction de la déformation longitudinale

Comme nous connaissons aussi la section de notre éprouvette et la force en fonction du temps, nous pouvons alors tracer la courbe contrainte / déformation, Figure IV-A-1-4. En ne considérant que la partie linéaire de la courbe, nous déterminons un module d'Young de 3115 MPa. En conséquence, le module de cisaillement calculé (15) à partir du module d'Young et du coefficient de Poisson est égal à 1100 MPa.

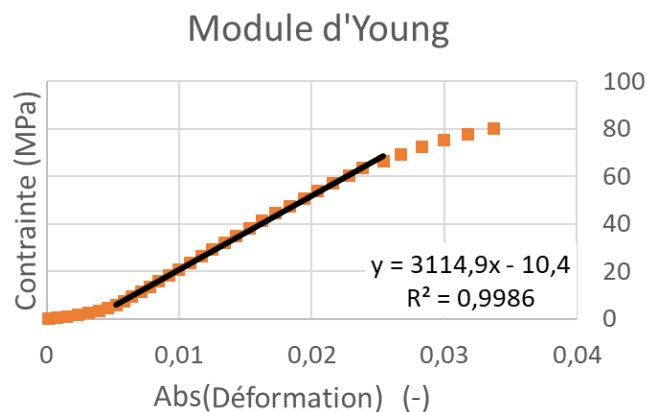


Figure IV-A-1-4 : Courbe contrainte / déformation longitudinale de l'essai de compression corrigée par corrélation d'images numériques

Dans cette partie, nous avons identifié les propriétés élastiques d'un polymère isotrope, afin de préparer la validation d'un essai original pour caractériser le comportement en cisaillement.

2. Optimisation d'un dispositif d'essai de cisaillement

a. Présentation du dispositif

Nous proposons maintenant de caractériser le module de cisaillement de notre matériau isotrope à l'aide d'un dispositif nommé « Single Cube Appartus », SCA (Hassel et al., 2008). Ce dispositif a été initialement développé pour caractériser le bois. Il s'inspire d'un essai plus complexe, l'essai de Iosipescu. Il présente plusieurs avantages notamment, une géométrie d'échantillon très simple (cube), aucune difficulté liée au maintien ou positionnement de l'échantillon, une conception et une mise en place sur les machines d'essais très simple. Le traitement des résultats d'essai est également, en théorie, très simple. Le principe de fonctionnement du dispositif est présenté sur la Figure IV-A-2-1.

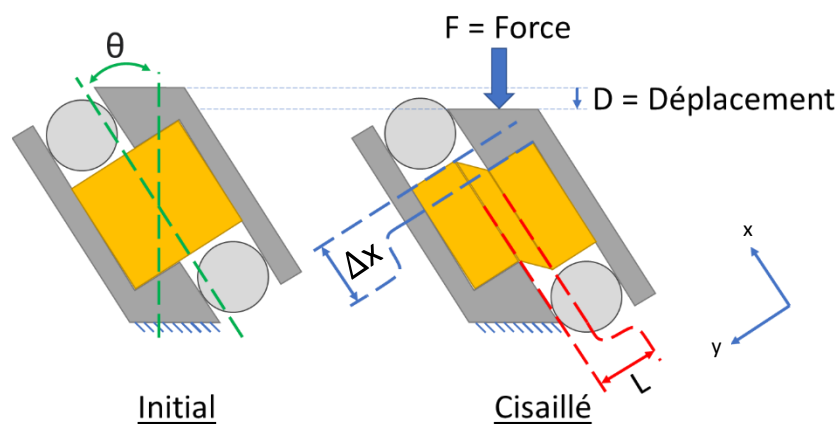


Figure IV-A-2-1 : Principe de fonctionnement du SCA

L'échantillon, de forme cubique, est positionné entre deux mâchoires. Celles-ci sont séparées par deux cylindres qui ne permettent pas l'écrasement de l'échantillon. Comme le dispositif est positionné avec un angle θ sur la machine de test, l'effort de compression est transformé en effort de cisaillement. Analytiquement, le déplacement et la force appliqués sont liés au module de cisaillement par la relation :

$$G = \frac{\tau}{\gamma} = \frac{F \cdot L}{A \Delta x} \quad (18)$$

$$\Delta_x = \frac{D}{\cos(\theta)} \quad (19)$$

Avec :

θ = Angle entre la direction d'application de l'effort et l'angle de cisaillement

D = Déplacement dans la direction de l'application de l'effort

Δx = Déplacement de cisaillement

L = Largeur de la zone cisailée

A = Air cisailée

G = module de cisaillement

Cette relation est vraie pour les matériaux isotropes, mais aussi pour les matériaux orthotropes à partir du moment où ils sont sollicités suivant les directions principales du matériau. Par ailleurs, ces relations ne sont vraies que si le cisaillement peut être considéré comme pur. Or, si les cylindres empêchent la compression directe dans la direction y, elle est permise dans la direction x. Comme, pour le bois, les modules de cisaillement sont très petits, ($\times 10$) devant les modules d'élasticités (Hassel et al., 2009). Les déformations dues au cisaillement seront prépondérantes devant celles dues à la compression dans la direction x. Or, dans notre cas, le rapport des modules est plus petit ($\times 3$) (Alaimo et al., 2017).

Comme les données disponibles (Hassel et al., 2009) ne permettent pas directement de fabriquer le dispositif, des étapes de rétro-ingénierie ont été nécessaires pour déduire les règles de fonctionnement et les dimensions du dispositif. D'abord, la direction d'application de l'effort doit passer par le centre du cube, sinon le dispositif tourne pour les réaligner. Comme l'angle θ change, la relation précédente n'est plus valide. Cet angle doit être inclus dans l'intervalle $[0, 45^\circ]$ sinon le dispositif n'est plus stable. Effectivement, si les deux mors ne peuvent pas se rapprocher, ils peuvent cependant s'éloigner. C'est la composante de la force de compression projetée sur l'axe y et encaissée par les cylindres qui permet de garder le dispositif fermé.

La valeur de θ est fixée à 31° sans justification additionnelle. Ensuite, aucune valeur de la distance L n'est donnée. Comme ces valeurs semblent cruciales du point de vue de la sollicitation en cisaillement de l'échantillon, nous avons décidé de mener une étude paramétrique numérique sur ces deux valeurs pour maximiser le cisaillement

dans la zone sollicitée. Nous profiterons de cette optimisation pour réduire la taille d'échantillon cubique initialement de côté 40 mm à 10 mm. Cela permet d'envisager son utilisation sur des matériaux de dimensions plus petites comme pour mesurer des modules de cisaillement sur de l'os.

b. Modèle numérique de l'essai de cisaillement sur cube

Sur la base des plans disponibles dans la littérature, des règles de conceptions identifiées et de la définition des variables du système, le modèle paramétrique du SCA est mis en place, Figure IV-A-2-2.A. Nous définissons 3 niveaux pour les deux variables de notre étude, $\theta = \{21, 31, 41\}^\circ$, et $L = \{1, 2, 3\} \text{ mm}$. Seul 5 des 9 combinaisons possibles seront testées. Si nous supposons que les deux variables sont indépendantes et que les résultats varient linéairement, alors nous n'avons besoin de tester que 4 configurations. La 5ème configuration est testée afin de valider ces hypothèses. Les combinaisons testées sont (1 mm – 31°), (2 mm – 21°), (2 mm – 31°), (2 mm – 41°) et (3 mm – 31°).

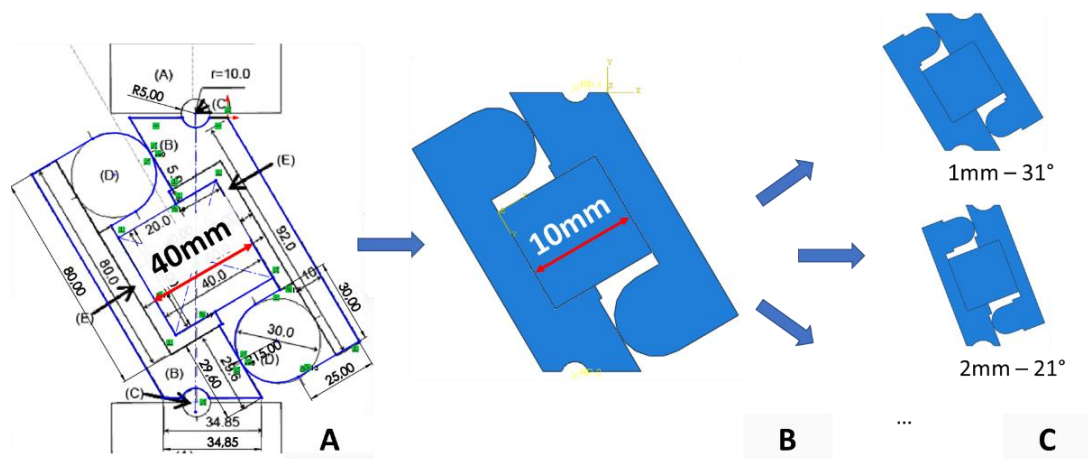


Figure IV-A-2-2 : Etapes de reconception, paramétrisation et création des versions du SCA

Les matériaux utilisés dans la simulation sont supposés homogènes et isotropes avec un comportement linéaire élastique. Les propriétés de l'échantillon sont celles du matériau polymère isotrope précédemment caractérisé (module d'Young 3100 MPa,

coefficient de Poisson 0,39). Pour les mors en acier, un module d'Young = 210 000 MPa et un coefficient de Poisson = 0,3 sont utilisés.

Les conditions aux limites sont simplifiées au maximum pour réduire le temps de calcul. Les cylindres ont été fusionnés avec les mors. Le contact cylindre plan est conservé d'un côté seulement. Le roulement possible entre le cylindre et le plan ne pouvant plus avoir lieu, il est modélisé par un contact sans frottement. Puisque le cube est simplement posé dans le dispositif, nous supposons là aussi un contact sans frottement (ce qui augmente la compression suivant l'axe y). Une force de 2000 N est appliquée au centre de la surface cylindrique supérieure. Le centre de la surface cylindrique inférieure est encasté. En réalité, la mobilité est permise, mais comme l'effort passe par le centre du cube, le dispositif ne devrait que très peu bouger.

Le maillage est réalisé avec des éléments quadratiques hexaédriques (C3D20R) qui permettent généralement de mailler les géométries avec moins d'éléments qu'avec les éléments tétraédriques. Cela limite par la même occasion le temps de calcul. Le cube a été maillé avec 64 000 éléments et les mors avec environ 29 000 éléments (variable suivant la géométrie).

Pour valider le maillage nous reproduisons l'essai de la littérature (Hassel et al., 2009) pour nous y comparer. Le montage reprend la géométrie 2 mm – 31 ° initialement proposée. Les propriétés mécaniques du bois sont également reprises. Les champs de déformation ont été calculés. Les rapports entre la déformation moyenne de compression suivant X et Y et la déformation de cisaillement ont été calculés. Comme cela a été fait dans l'article proposant le dispositif, ces rapports sont calculés au centre de la surface, Figure IV-A-2-3, là où le cisaillement est supposé être pur. Les valeurs obtenues sont comparées à celles de la littérature (Hassel et al., 2009). Le modèle 2D de Hassel trouve un rapport de 225 entre la déformation en cisaillement et celle en compression dans la direction X et un rapport de 30 entre le cisaillement et la compression dans la direction Y. Notre modèle permet de calculer respectivement un rapport de 151 et 21. Ces différences sont sans doute dues à la géométrie qui n'est pas exactement la même puisque nous ne disposons pas des plans exacts du dispositif. De plus, notre modèle est 3D alors qu'il était 2D dans la littérature. Dans notre cas, nous avons aussi fait le choix de modéliser les mors. Les résultats restent concordants. Nous admettrons donc que le maillage utilisé est pertinent pour notre étude.

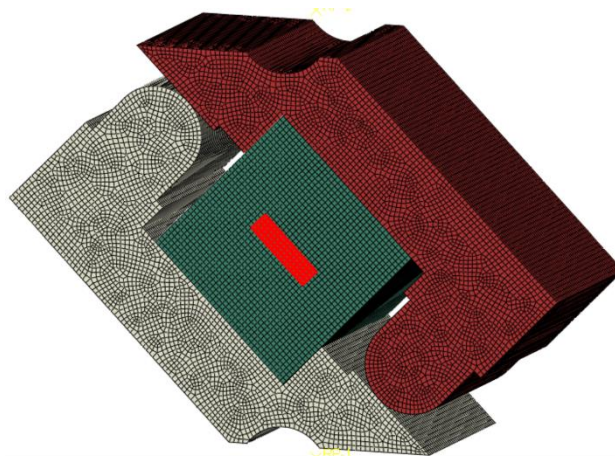


Figure IV-A-2-3 : Maillage du SCA ; en rouge vif, la zone d'étude où le cisaillement est supposé pur

Les résultats de l'étude paramétrique sont donnés Figure IV-A-2-4. Nous constatons que le rapport des déformations augmente lorsque la distance L augmente. De même, si l'angle θ augmente, alors le rapport des déformations augmente. De plus, l'évolution est pratiquement linéaire comme nous le supposons dans cette gamme de variation des paramètres. Comme les plus grands ratios obtenus sont respectivement 6,95 et 2,14, il est compliqué de supposer un cisaillement pur. Nous proposons donc une géométrie 4 mm – 45 ° afin d'accroître encore ces rapports. Il sera alors peut-être possible de considérer un cisaillement pur dans la zone sollicitée.

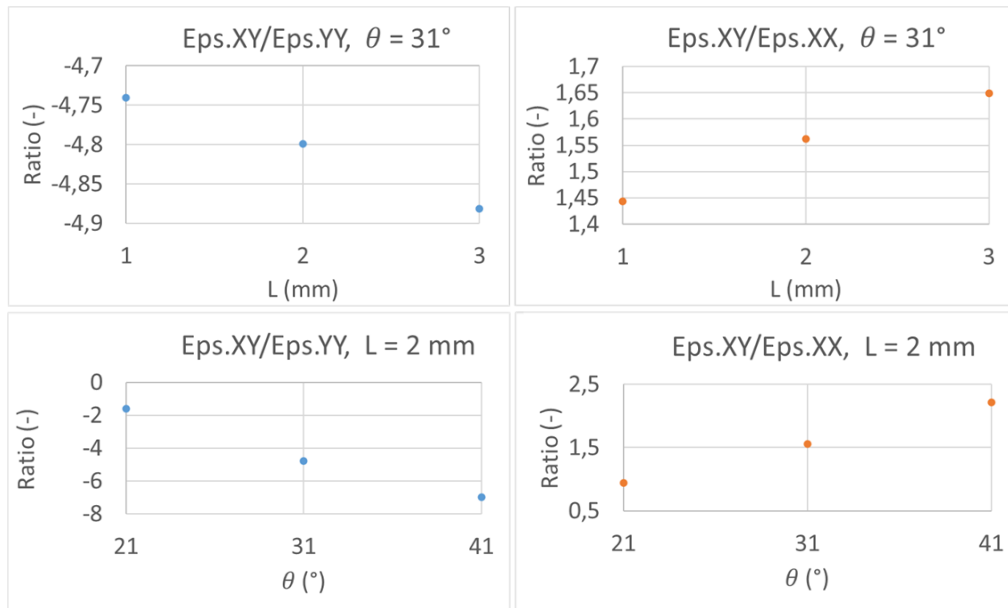


Figure IV-A-2-4 : Ratio des déformations à angle et distance constants

c. Mise en place de l'essai de cisaillement sur ABS isotrope

Nous allons réaliser expérimentalement l'essai simulé dans le paragraphe précédent. Pour cela nous avons transformé la géométrie souhaitée en un dispositif d'essai fonctionnel, Figure IV-A-2-5. Le montage est positionné sur une machine de test Instron Electropuls E10000. Cette machine dispose d'un actionneur linéaire et d'un rotatif. Le premier permettra d'appliquer un effort jusqu'à 10kN, limite de la machine. Le second n'est utilisé que pour réaligner les cylindres supérieur et inférieur. La direction de la charge est alors garantie. Elle sera appliquée à une vitesse de 1mm/min. L'instrumentation est la même que pour l'essai de compression précédent. L'échantillon a également la même géométrie. Aucun critère d'arrêt n'a été programmé. Nous stoppons l'essai au moment où une rupture de pente brutale apparaît sur l'évolution de la force.

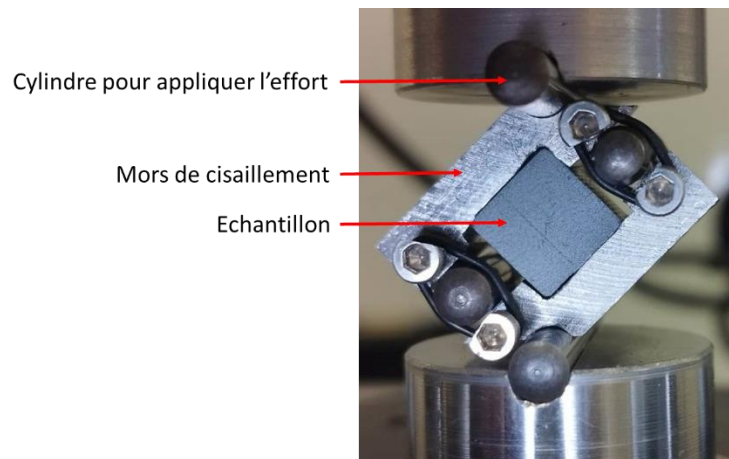


Figure IV-A-2-5 : Dispositif d'essai de cisaillement sur cube (SCA) reconçu avec une distance entre mors de 4mm et un angle de 45°

Premièrement, nous avons souhaité vérifier si la formule (18) entre la force et le déplacement était utilisable. Nous avons donc tracé la contrainte de cisaillement en fonction de la déformation de cisaillement à partir des formules (18) et (19) ne faisant intervenir que des données machines ou grandeur du montage, Figure IV-A-2-6. Comme nous le constatons, le module de cisaillement est très inférieur à la valeur attendue, environ 1100 MPa. Cela est dû à deux choses. D'abord, dans ce calcul nous considérons le déplacement de la machine comme une valeur de confiance, or c'est une hypothèse fautive, il faudrait corriger au minimum la rigidité machine. Deuxièmement, lorsque nous posons ce calcul, nous supposons un cisaillement pur. Or ce n'est pas le cas. Comme nous l'avons montré numériquement dans le paragraphe précédent.

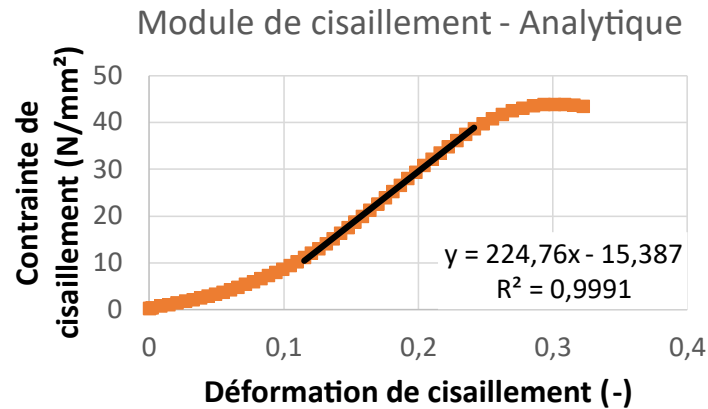


Figure IV-A-2-6 : Module de cisaillement obtenu grâce aux données brut de la machine Instron

Dans un second temps, nous souhaitons confronter les résultats de la simulation numérique avec les résultats expérimentaux. Une première observation met en évidence les similitudes des deux champs de déformation de cisaillement, Figure IV-A-2-7. Nous remarquons d'abord qu'ils s'étendent entre les deux mors, avec un maximum au centre de l'échantillon et des minimums aux sommets opposés au contact du cube avec les mors. Pour quantifier les écarts entre les deux modèles, une section est réalisée, sur Gom et sur Abaqus. Nous superposons ensuite les valeurs de déformation, Figure IV-A-2-7. Nous constatons alors que les champs sont très proches. Si nous calculons la différence entre les deux courbes, nous trouvons un écart de 14%. Nous considérons que cette erreur est admissible, d'autant plus que le travail se base sur un seul essai.

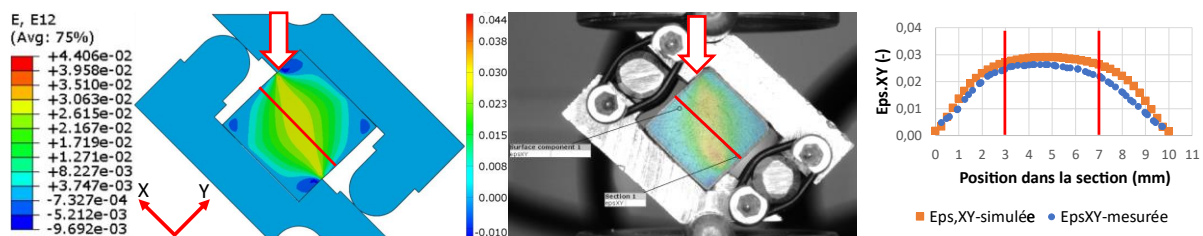


Figure IV-A-2-7 : Champ de déformation de cisaillement obtenu en simulation numérique et expérimentalement, les flèches rouges indiquent une différence significative entre le modèle et l'essai.

Ensuite, nous calculons dans la zone centrale du carré plusieurs grandeurs, la déformation moyenne en compression suivant l'axe X, Y et en cisaillement. Nous calculons ensuite les rapports entre déformations de compression et de cisaillement. Nous trouvons que le cisaillement est 4,6 fois plus important que la compression dans la direction X et 7 fois plus important par rapport à la compression dans la direction Y. C'est supérieur aux valeurs précédemment trouvées, mais au vu des tendances de l'étude paramétrique, nous nous attendions à une prépondérance du cisaillement plus significative. L'une des limitations est sans doute liée à la hauteur des mors (h) en contact avec l'échantillon, Figure IV-A-2-8. Plus nous augmentons la largeur cisailée, plus nous diminuons cette dimension h. Il existe sans-doute un optimum à trouver entre ces deux paramètres.

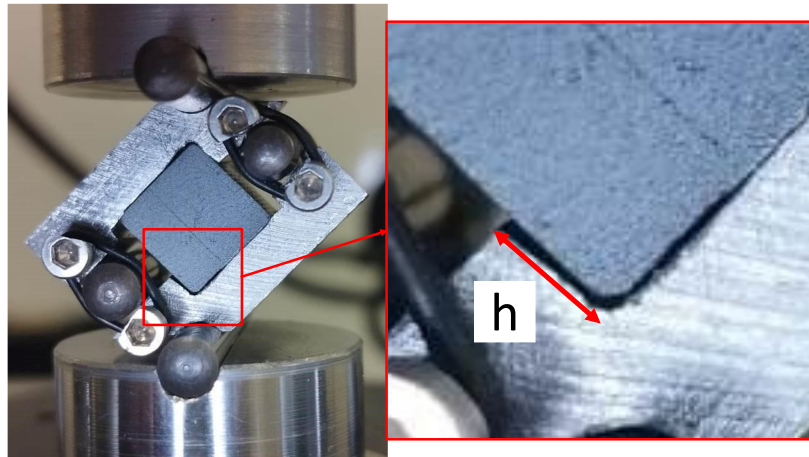


Figure IV-A-2-8 : Hauteur des mors de cisaillement (h)

Finalement, nous calculerons à l'aide de la relation $G = \frac{\tau}{\gamma}$ la valeur du module de cisaillement. Pour la valeur de contrainte de cisaillement, τ , comme nous supposons qu'il y a du cisaillement pur au centre de l'échantillon alors,

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (20)$$

Pour la déformation de cisaillement, γ , nous calculons la moyenne des déformations au milieu de l'échantillon sur Gom Correlate Pro. Nous traçons la courbe contrainte déformation corrigée, Figure IV-A-2-9, la pente de la partie linéaire est égale au module

de cisaillement. Comme nous pouvons le constater, la valeur calculée initialement avec l'hypothèse d'isotropie était de 1124 MPa et la mesure expérimentale donne une valeur de 1180 MPa soit une erreur relative de 5,0 %. Ce résultat est satisfaisant, nous allons donc procéder à la caractérisation complète de l'ABS imprimé 3D avec ce montage.

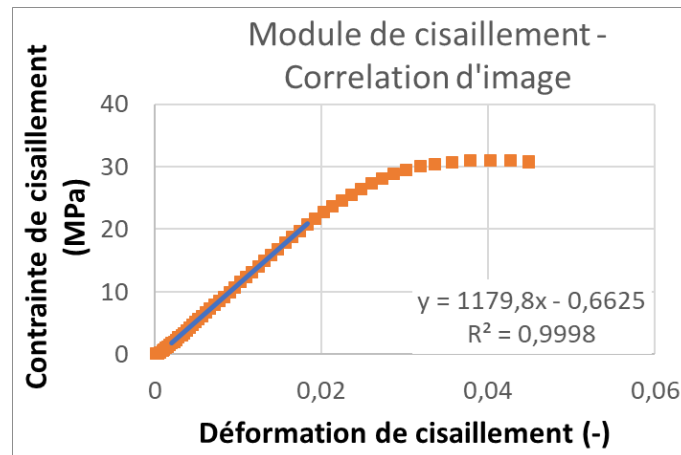


Figure IV-A-2-9 : Courbe contrainte/ déformation corrigée par la corrélation d'images numériques

3. Mise en place des essais sur ABS imprimé 3D

a. Fabrication des échantillons

Le filament d'ABS utilisé pour notre étude est le Z-ABS commercialisé par Zortrax. Il est utilisé sur l'une des imprimantes 3D de cette même marque, la M200plus. Le logiciel utilisé pour préparer les impressions est également celui du fabricant, Z-suite. Un remplissage de 100% est initialement choisi pour nos pièces. Cela permet de maximiser leurs rigidités. Un certain nombre de paramètres est fixé par le fabricant. Pour un remplissage à 100%, le motif ligne est imposé. Cela signifie que chaque couche imprimée est constituée de lignes parallèles entre elles. Les couches successives sont décalées d'un angle de 90°. La hauteur de ces couches est de 0,14mm pour un diamètre de buse de 0,4mm. La température d'impression est de 270°C et celle du plateau de 80°C. La vitesse d'impression est de 150 mm/s.

Ce mode de fabrication a pour conséquence de créer un matériau orthotrope, Figure IV-A-3-1. La direction 3 correspond à la direction d'empilement des couches. Les niveaux de déformation que nous cherchons à atteindre étant faibles, 0,1 à 0,5 %, nous pouvons supposer que le comportement sera linéaire élastique. Le matériau étant par ailleurs supposé homogène, neuf constantes sont suffisantes pour décrire complètement le comportement du matériau.

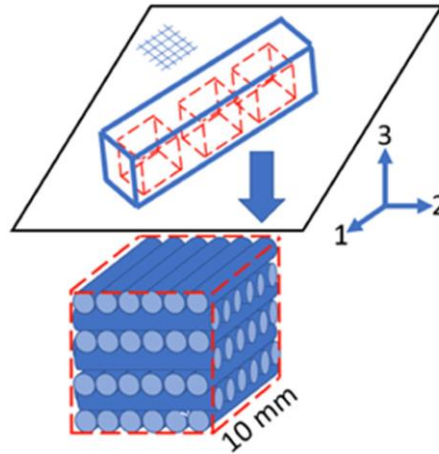


Figure IV-A-3-1 : Positionnement du bloc de matière sur l'imprimante et vue de détail de la structure du matériau imprimé 3D mettant en avant ses directions principales

Un matériau orthotrope homogène avec un comportement élastique linéaire est caractérisé par neuf constantes élastiques définies dans un repère propre au matériau, Figure IV-A-3-2. Ce repère n'est pas défini arbitrairement. Dans notre cas il correspond aux directions des fibres à 0 et 90° et au sens d'empilement des couches. Cela correspond donc respectivement à la direction 1, 2 et 3. Les module d'élasticité E_1 , E_2 , E_3 traduisent la rigidité du matériau en compression ou en traction dans la direction 1, 2 ou 3. Les coefficient ν_{12} , ν_{13} et ν_{23} représente le rapport de la déformation dans la direction transverse à la sollicitation, respectivement 2, 3 et 3 par la déformation dans la direction de la sollicitation, respectivement 1, 1 et 2. Les modules de cisaillement G_{12} , G_{13} et G_{23} traduisent la rigidité en cisaillement d'un matériau testé

respectivement dans la direction 1, 1 et 2 et dont la section cisailée est respectivement de normal 2, 3 et 3.

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & -\frac{\nu_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{31}}{E_3} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix}$$

et $\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{\nu_{21}}{E_2}; \frac{\nu_{13}}{E_1} = \frac{\nu_{31}}{E_3}; \frac{\nu_{23}}{E_2} = \frac{\nu_{32}}{E_3}$

Figure IV-A-3-2 : Loi de comportement élastique orthotrope

Les modules d'élasticité et les coefficients de Poisson sont caractérisés grâce à des essais de compression. Comme nous avons pu le voir en simulation, il s'agit de la sollicitation principale à laquelle est soumis le matériau, en particulier au niveau de la diaphyse avant implantation, Figure III-B-1-1. Nous faisons l'hypothèse que le comportement en traction et en compression est le même. Les modules d'élasticité et les coefficients de Poisson peuvent être déterminés lors du même test, dans notre cas des tests de compression. Les modules de cisaillement seront eux caractérisés grâce à la méthode proposée précédemment.

Pour produire les échantillons, nous avons fait le choix d'usiner les cubes dans des blocs imprimés plutôt que d'imprimer directement des petits cubes aux dimensions des éprouvettes. Cela permet de garantir d'une part les dimensions des échantillons et d'autre part de supprimer les couches externes qui ne sont pas imprimées avec la même orientation que le remplissage. Nous imprimons donc des blocs de section 20x20mm² et de 80mm de long. Ils sont imprimés à 45° par rapport au côté du plateau, ainsi les couches sont posées à 0 et 90° pour construire les prismes. L'usinage est

réalisé en deux étapes. La première étape consiste à dégager les cubes du bloc de matière. Ils sont à ce stade encore liés ensemble par un socle en ABS. Les 5 autres faces sont dégagées. Le repère est tracé sur les échantillons, Figure IV-A-3-3. Cela prévient tout risque de confusion lors de la mise en place des échantillons dans les dispositifs de test ensuite. La deuxième étape est un surfaçage du socle permettant de libérer tous les échantillons. 30 échantillons sont produits.



Figure IV-A-3-3 : Echantillons typiques produits pour les essais de caractérisation de l'ABS imprimé 3D

Les échantillons sont regroupés en six lots de cinq. Trois sont utilisés pour les essais de compression et trois pour les essais de cisaillement.

b. Essais de compression

Les essais de traction ou compression permettent de déterminer un module d'élasticité dans la direction de chargement et jusqu'à deux coefficients de Poisson (suivant la dimension transverse observée). Dans notre cas, nous souhaitons connaître E_1 , E_2 , E_3 et ν_{12} , ν_{13} et ν_{23} .

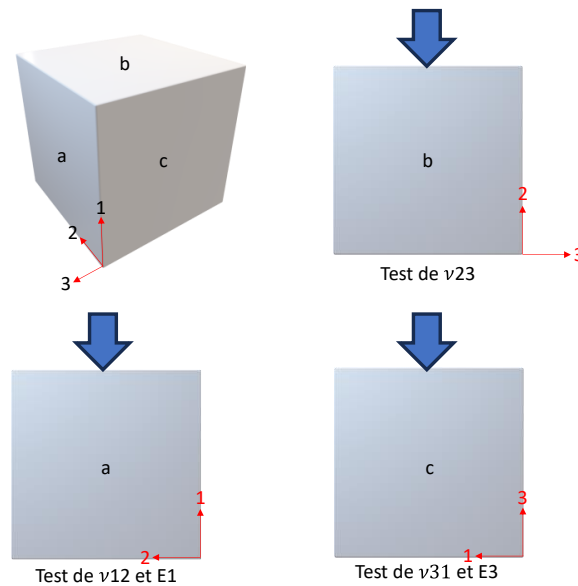


Figure IV-A-3-4 : Orientation des cubes lors des essais de compression pour caractériser les constantes élastiques

Pour calculer les trois modules d'élasticité, trois orientations du cube doivent être testées, Figure IV-A-3-4. Chaque test est répété 5 fois. Le protocole de test est le même que pour le matériau isotrope mis à part que nous devons veiller à observer les faces a, b et c dans la bonne orientation. Pour éviter toute erreur, seule la face à observer est préparée pour la corrélation d'images. Nous pouvons mesurer les coefficients de Poisson ν_{12} , ν_{23} et ν_{31} . Grâce à l'équation suivante, ν_{13} est recalculé :

$$\frac{\nu_{31}}{E3} = \frac{\nu_{13}}{E1} \quad (21)$$

Nous proposons une synthèse des résultats Figure IV-A-3-6.

c. Essais de cisaillement

Les essais de cisaillement permettent de déterminer les modules de cisaillement du matériau. Dans notre cas nous souhaitons calculer G_{12} , G_{23} et G_{13} . Pour cela, l'orientation des échantillons est telle qu'elle est décrite Figure IV-A-3-5. Le reste de l'essai est réalisé conformément à la méthode décrite pour le matériau isotrope.

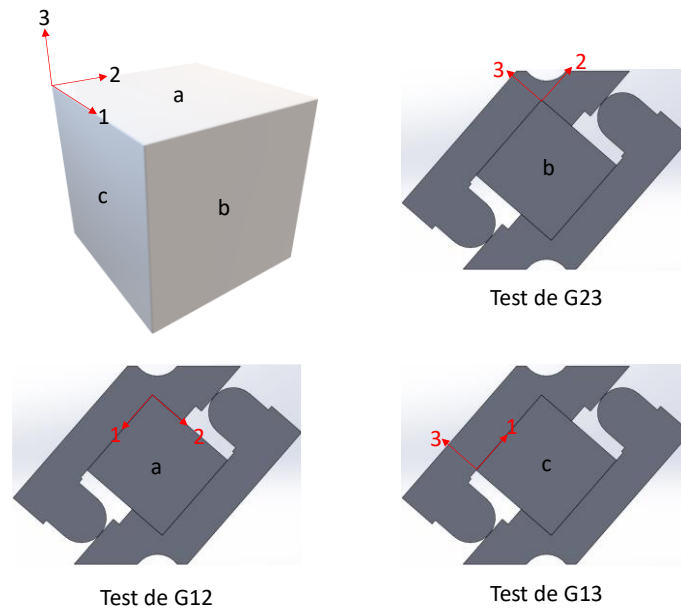


Figure IV-A-3-5 : Orientation des échantillons dans le SCA et modules de cisaillement caractérisés

Les modules de cisaillement déterminés expérimentalement sont reporté Figure IV-A-3-6.

Module d'élasticité (MPa)	Coefficient de poisson (-)	Module de cisaillement (MPa)
$E1 = 1470 \pm 70$	$\nu_{12} = 0,38 \pm 0,02$	$G12 = 548 \pm 27$
$E2 = 1420 \pm 50$	$\nu_{23} = 0,45 \pm 0,02$	$G23 = 550 \pm 53$
$E3 = 1080 \pm 50$	$\nu_{13} = 0,46 \pm 0,01$	$G13 = 517 \pm 43$

Figure IV-A-3-6 : Synthèse des neuf constantes ingénieures traduisant le comportement mécanique du matériau caractérisé

Tableau IV-IV-1 :

En parallèle de cette étude, des essais losipescu (une des méthodes les plus répandues pour la caractérisation des modules de cisaillement) ont été réalisés par Thibault Poulet sur le matériau ABS imprimé 3D, Figure IV-A-3-7. Ils ont pour but de valider la méthodologie proposée pour la caractérisation des modules de cisaillement d'un matériau orthotrope. La méthode de test et de traitement des résultats utilise la norme ASTM D5379. Si nous comparons les résultats obtenus grâce au SCA et grâce aux essais losipescu, nous constatons un écart moyen de 12,5 %, sachant que l'erreur

moyenne est de 10 % pour les valeurs calculées avec la méthode SCA et 3 % avec la méthode Isopescu. Nous considérons les résultats comme acceptables.

Module de cisaillement (MPa)

$$G_{12} = 560 \pm 21$$

$$G_{23} = 548 \pm 14$$

$$G_{13} = 558 \pm 21$$

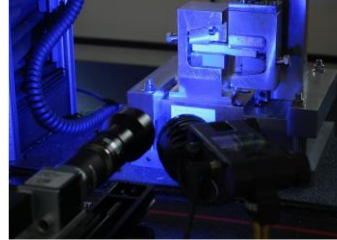


Figure IV-A-3-7 : Modules de cisaillement déterminés grâce à la méthode Isopescu

Le matériau Z-ABS imprimé à 100 % sur la machine M200 plus de chez Zortrax a pu être caractérisé. La méthode qui nous a permis de calculer ces grandeurs a également pu être validée.

B. Os synthétique imprimé 3D

La méthode proposée pour caractériser un matériau orthotrope nous a permis d'obtenir l'ensemble des constantes ingénieures nécessaires au calcul de la matrice de rigidité de notre matériau. Le matériau produit étant plein à 100%, il s'agit du matériau le plus dense que nous puissions produire sur notre imprimante. Il nous servira donc à simuler l'os cortical. Cependant, nous constatons un grand écart entre les modules d'élasticités de l'ABS imprimé 3D (1080 – 1470 MPa) et le module d'Young de l'os (16700 MPa). Se pose alors deux questions majeures, si nous simulons l'os cortical avec ces propriétés, quelles devrait être les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire ? Ensuite, comment utiliser cet os synthétique pour qu'il puisse nous permettre de valider d'une part notre instrumentation et plus généralement notre protocole expérimental ?

1. Détermination d'un substitut en impression 3D représentatif de l'os trabéculaire

a. Choix d'un motif de structure lattice

Dans notre précédent modèle, pour simuler l'os, nous avons supposé que le module de Young pour l'os cortical soit égal à 16700 MPa et le module d'Young de l'os trabéculaire soit égal à 155 MPa soit un rapport de 108 entre ces deux valeurs. Si nous voulons reproduire cette différence de module d'Young au sein d'un radius obtenu par impression 3D, la première chose à faire est de voir lequel des paramètres influe le plus sur le module d'Young. Certains paramètres comme la hauteur de couche, la température de buse, etc ... ne peuvent pas être changés en cours d'impression. De plus la densité du matériau ne peut pas être modifiée. Or il a été montré que ce paramètre influait significativement sur le module d'Young (Rismalia et al., 2019). Une décroissance de la densité d'un matériau imprimé 3D se traduit par une diminution du module d'Young.

L'idéal serait donc d'imprimer à l'intérieur d'un os cortical imprimé à 100% une structure de très faible densité. Comme deux densités ne peuvent pas être affectées à une même pièce, nous proposons alors de designer en 3D la structure lattice qui s'imprimera à l'intérieur de l'os cortical. Les logiciels de conception tel que Fusion 360 propose de transformer des solides en structure lattice. Nous choisissons un motif d'impression gyroïde, Figure IV-B-1-1. Il s'agit de l'un des motifs d'impression les plus répandus en impression 3D. Cela permettrait de générer automatiquement le remplissage si le travail devait être refait sur une autre machine. De plus, ce motif présente de nombreuses symétries, ce qui permet de faire l'hypothèse d'un matériau isotrope.



Figure IV-B-1-1 : Structure gyroïde

Afin de caractériser la rigidité de ce matériau, nous proposons de réaliser numériquement un essai de compression. On déterminera alors un module d'élasticité et un coefficient de Poisson « équivalent ». Nous entendons par là que la structure hétérogène et probablement anisotrope sera considérée comme homogène et isotrope. Ces propriétés mécaniques seront calculées non pas comme une structure lattice, mais comme une structure dense. La géométrie choisie est celle ayant été testée auparavant (chapitre NN), c'est-à-dire un cube de côté 10mm. Sur Fusion 360, nous le transformons en une structure lattice gyroïde de densité de 20% et de taille de cellule 5 mm, Figure IV-B-1-2. Comme le rapport de rigidité à atteindre est très grand, nous utilisons la structure la moins dense que nous ayons été capables d'imprimer, Figure IV-B-1-2.

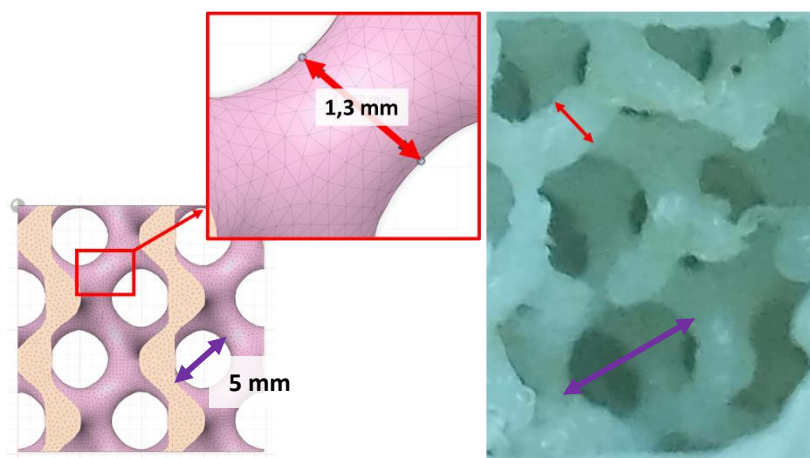


Figure IV-B-1-2 : Structure gyroïde imprimée sur la M200 plus, Zortrax

b. Propriétés mécaniques équivalentes

Méthode

La structure gyroïde inscrite dans un cube de côté 10mm est importée sur Abaqus. Elle est sectionnée suivant deux plans milieu de normal Z et X. Deux plateaux de compression de section carrée 15x15mm et de hauteur 1,25mm sont conçus pour encadrer la structure gyroïde. Les pièces sont assemblées de manière à représenter un essai de compression suivant la direction Y, Figure IV-B-1-3.

Contrairement au matériau à 100% de densité, l'orientation du filament déposé lors de la fabrication de la structure lattice n'est pas connue. Afin de simplifier l'étude, nous supposerons un matériau homogène et isotrope dont le comportement est élastique linéaire. Nous utiliserons des propriétés mécaniques approximées. Pour le module de Young et le coefficient de Poisson, nous calculons simplement la moyenne des valeurs déterminées expérimentalement. Nous trouvons un module d'Young de 1320MPa et un coefficient de Poisson de 0,42. Ces valeurs sont incluses dans les intervalles de variation suggérés dans les bases de données matériau et les études portant sur l'ABS (Ashby et al., 2007 ; Martins et al., 2020). Les plateaux de compression sont en acier dont le comportement mécanique est supposé élastique. Le matériau est homogène et isotrope. Nous sélectionnons dans une base de donnée en ligne, matmatch, un acier d'usage générale S275 avec un module de Young de 210 000MPa et un coefficient de Poisson de 0,3 (<https://matmatch.com/>).

Le contact entre les plateaux et le cube de lattice se fait sans frottement. Le plateau inférieur est supposé encasté. Le plateau supérieur est supposé rigidement lié au point de référence RP-1, Figure IV-B-1-3. Nous y appliquons un déplacement de 0,1mm suivant l'axe Y. L'échantillon sera donc déformé de 1% ($= \varepsilon$). Le déplacement le long de l'axe Z est bloqué dans le plan milieu de normal X (P1), de même pour les déplacements le long de l'axe de l'axe Z, dans le plan P2. Nous mesurerons la force de réaction (R_F) au niveau de RP-1. Le déplacement transversal (ΔU_t) est mesuré en calculant la moyenne des déplacements des faces opposées.

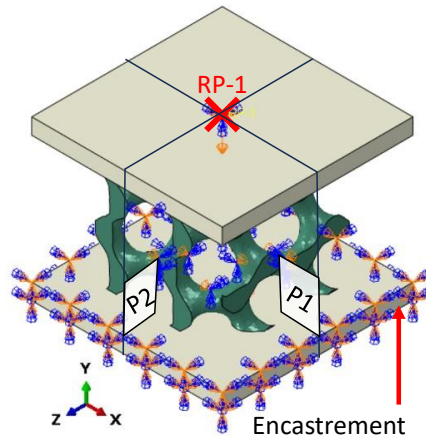


Figure IV-B-1-3 : Conditions aux limites de la simulation de compression d'une structure lattice

A partir de ces grandeurs, les contraintes et déformations sont calculées, non pas par le calcul éléments finis (qui prendrait en compte la non-homogénéité de la structure lattice), mais par un calcul analytique. Celui-ci fait l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope avec un comportement élastique linéaire.

$$\frac{\varepsilon_T}{\varepsilon} = \nu_{eq} \quad (22)$$

$$\varepsilon_T = \frac{\Delta U_t}{l_{eq}} \quad (23)$$

$$\frac{F_R}{S_{eq}} = \sigma_{eq} = E_{eq} \cdot \varepsilon \quad (24)$$

$$\frac{F_R}{S_{eq} \cdot \varepsilon} = E_{eq}$$

Données imposées :

l_{eq} = Largeur initiale du cube dans lequel la structure lattice est inscrite = 10 mm.

S_{eq} = Section initiale du cube dans lequel la structure lattice est inscrite = 100 mm²

ε = Déformation de l'échantillon = imposée à 1 % dans le modèle numérique

Données calculées par le modèle numérique :

ΔU_t = Déplacement transversal moyen mesuré sur les faces latérales de la structure lattice

R_F = Force de réaction au niveau de RP-1.

Données recherchées :

E_{eq} = Module de Young équivalent

ν_{eq} = Coefficient de Poisson équivalent

Etude de convergence

Nous utiliserons des éléments tétraédriques quadratiques pour la structure lattice et des éléments hexaédriques linéaires pour les deux plateaux. Ces éléments sont les plus adaptés au vu des géométries simulées. Nous nous intéressons particulièrement à la taille des éléments de la structure lattice. Une étude de convergence est donc menée sur la taille des éléments utilisés. La taille d'éléments varie entre 0,5 et 1,75mm de 0,25 en 0,25mm. Le nombre d'éléments, en conséquence, varie entre 45 500 et 15 000. Le critère de convergence choisi concerne la force de réaction mesurée lors de l'application d'un déplacement de 0,1 mm, Figure IV-B-1-4.

Nous considérons la force de réaction obtenue avec le maillage le plus fin comme la valeur de référence. Un calcul d'erreur permet de déterminer une erreur relative maximale de 2,5 % pour le cas où le maillage est le plus grossier. Cette erreur relative est faible. On peut donc considérer que les résultats de notre modèle ne dépendent pas de la taille des éléments utilisés. Nous utiliserons donc le maillage avec des éléments de 1mm qui présente une erreur relative de 0,5 %. Le maillage est constitué d'environ 26 500 éléments pour la structure lattice et 450 éléments pour chaque mors.

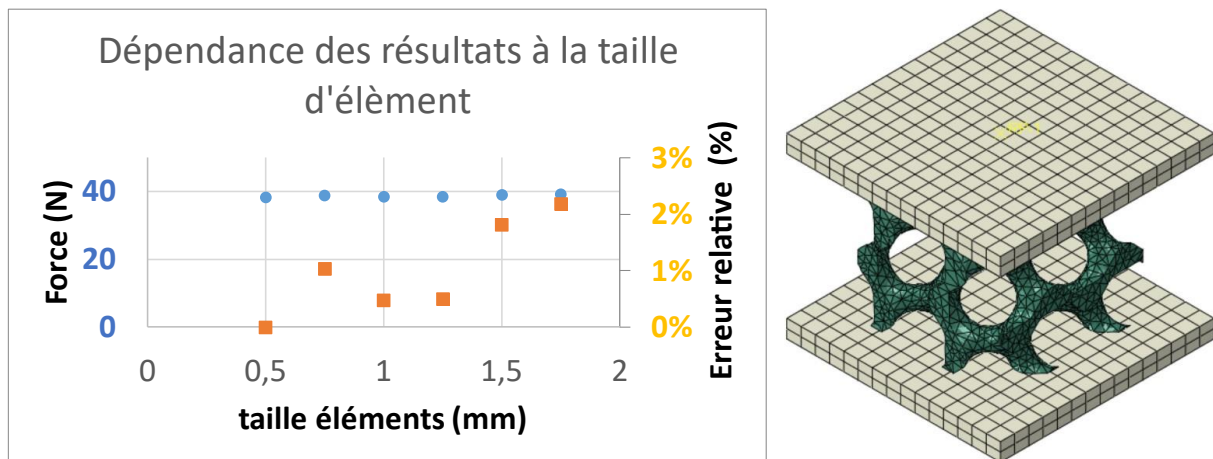


Figure IV-B-1-4 : A gauche, force de réaction pour un déplacement de 0,1mm en fonction de la taille moyenne des éléments ; à droite, maillage pour une taille d'éléments de 1mm pour la structure lattice

Résultat

La valeur de la force de réaction obtenue grâce au modèle numérique est de 38 N. Grâce à l'équation (24), la valeur du module d'Young équivalent est calculé. Nous trouvons une valeur de 38MPa.

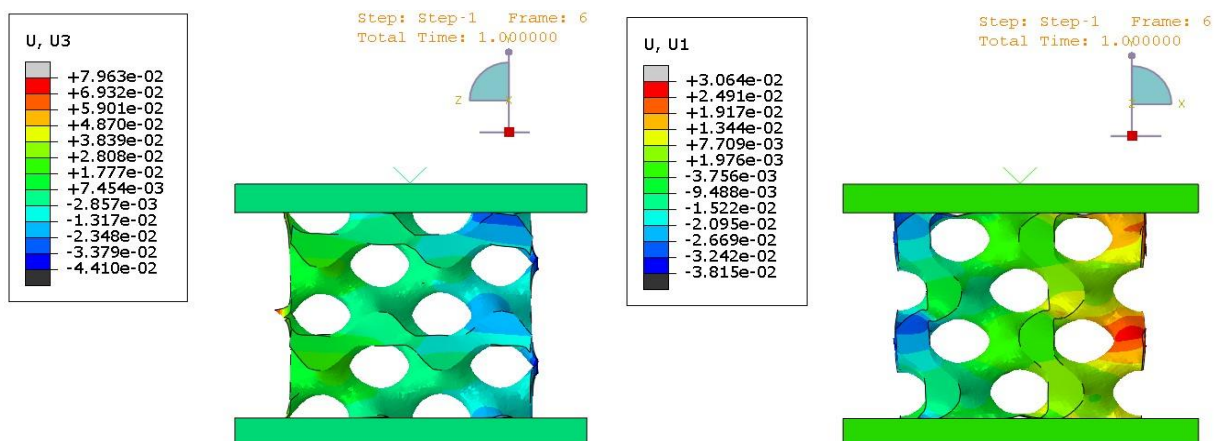


Figure IV-B-1-5 : Déplacement transverse mesuré pour un déplacement longitudinal de 0,1 mm

Pour calculer la déformation transverse (ϵ_T), nous calculons la moyenne des déplacements des surfaces latérales (ΔU_t), Figure IV-B-1-5. Suivant la direction Z, nous constatons le flambement des cellules. Ce flambement induit localement un

déplacement suivant Z plus important que ce qu'il devrait être. Cette problématique provient du fait que dans la simulation numérique, les faces latérales de normale Z présentent localement des épaisseurs très fines et non réalistes. En effet, elles sont mesurées à 0,1mm, Figure IV-B-1-6, or la dimension minimale de fil déposé par notre imprimante est de 0,4mm. Nous ne considérerons donc pas les déplacements suivant Z pour le calcul de ϵ_T à l'aide de l'équation (23).

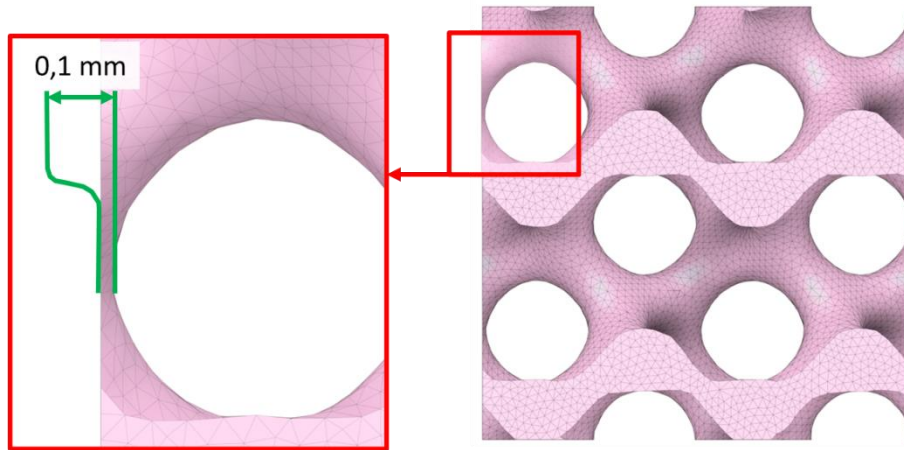


Figure IV-B-1-6 : Problématique géométrique induisant du flambement

La déformation transverse (ϵ_T) est donc calculée uniquement à partir des déplacements dans la direction X. Le déplacement moyen dans les directions transverse (ΔU_t) est de 0,032mm. Grâce à la formule (22), nous calculons le coefficient de Poisson qui est de 0,32.

Conclusion

Nous avons simulé un essai de compression sur un ABS imprimé 3D avec un motif gyroïde de densité de 20% et de taille de cellule 5mm. Si nous considérons le matériau comme homogène et isotrope avec un comportement élastique, nous pouvons déterminer un module de Young de 38MPa et un coefficient de Poisson de 0,32. Nous cherchions un matériau dont la rigidité était 100 fois plus faible que celle du matériau ABS imprimé 3D à 100%. Nous avons finalement montré qu'avec le remplissage gyroïde le moins dense imprimable sur notre machine, ce rapport n'était que de 34. Ce rapport étant malgré tout important, nous utiliserons ce matériau pour le substituer à l'os trabéculaire dans nos os imprimés 3D. Si nous voulions encore augmenter ce

ratio, nous pourrions envisager, par exemple, d'autres motifs d'impressions. Nous pourrions aussi envisager de modifier la taille de la buse de l'imprimante. En utilisant une imprimante 3D double buses, nous pourrions aussi utiliser un deuxième matériau dont les propriétés mécaniques initiales seraient plus faibles.

2. Modélisation numérique de l'os prototypé en ABS

Sur le principe, nous disposons maintenant d'un radius synthétique constitué d'une phase d'ABS dense imprimé à 100% qui représente l'os cortical et d'une phase lattice de densité 20% représentant l'os trabéculaire. Nous disposons également des propriétés mécaniques de ces deux phases. Nous utiliserons pour toute cette partie le modèle numérique de l'articulation radio-carpienne saine et opérée avec le chargement nommé 50% et pour un encastrement de 60mm. Dans la suite du travail, nous désignerons ces cas comme « cas de référence sain et opéré ». Le but de cette partie va être de déterminer un chargement équivalent en termes de déformation de l'os cortical. Nous constaterons ensuite l'impact de ces changements sur la transmission de l'effort entre les os du carpe et le radius. Ensuite, nous nous intéresserons aux déformations qui seraient mesurées dans la prothèse dans cette situation. Finalement, nous évaluerons les écarts avec le modèle initial d'articulation radio-carpienne saine et opérée. Nous discuterons de l'intérêt de tels os synthétiques au-delà de la validation de notre instrumentation, pour les études biomécaniques.

a. Modèle de l'articulation radio-carpienne saine

La première étape consiste à intégrer les propriétés de l'ABS imprimé à 100% à la place des propriétés de l'os cortical. Nous faisons de même avec les propriétés de la structure lattice pour l'os trabéculaire. Comme le contact n'est plus entre des os, mais entre des modèles en ABS, le coefficient de frottement qui a été défini entre les os du carpe et le radius est également modifié. Il passe de 0,05 à 0,3 (Gurralla and Regalla, 2014).

Impact de la modification du coefficient de frottement

Sur le modèle de référence sans prothèse, les déformations au niveau des 8 jauges virtuelles ont été calculées avec un coefficient de friction de 0,05 et 0,3. Nous calculons alors un critère global qui sera simplement la somme des déformations maximales et la somme des déformations minimales pour chaque configuration. Nous calculons ensuite l'erreur relative entre la valeur de référence et la valeur calculée pour un coefficient de frottement de 0,3. Nous constatons une erreur relative de -2,9% en compression (E_{min}) sur l'ensemble des 8 jauges et 0,1% en traction (E_{max}), Figure IV-B-2-1. Sachant que le coefficient de frottement a varié de 600%, ces différences ne sont pas significatives du point de vue de la déformation moyenne de la surface du radius. Si nous regardons au niveau de la répartition, en calculant les erreurs relatives pour chaque localisation, nous trouvons un écart moyen de 13%. Cet écart est non négligeable. Si nous souhaitons diminuer l'influence de ce paramètre, nous pourrions positionner un film de PTFE à l'interface entre le radius et SL. Dans le modèle expérimental futur, nous pourrions envisager de placer un film de PTFE pour réduire ce coefficient et se rapprocher du cas réel ou bien usiner la pièce SL en PTFE directement.

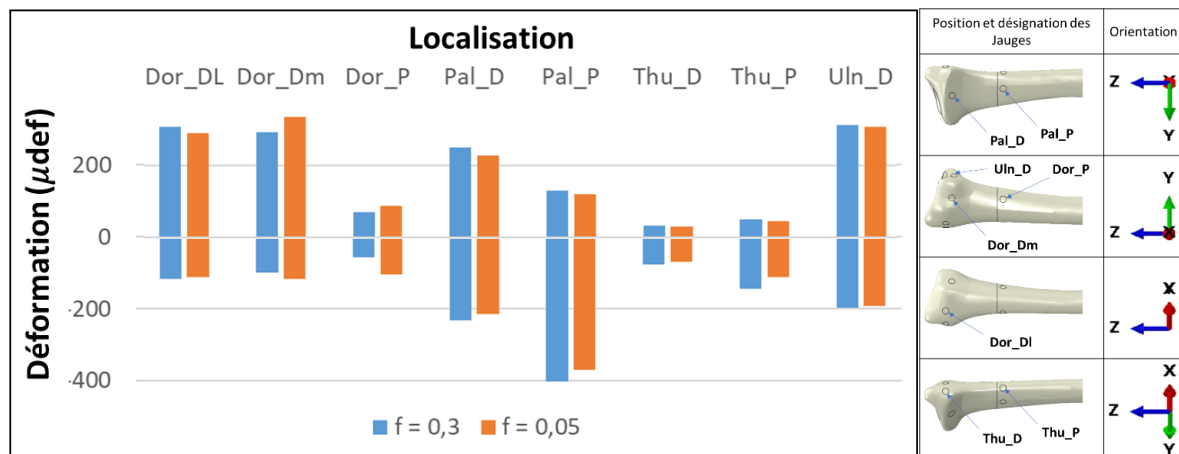


Figure IV-B-2-1 : Influence de la modification du coefficient de frottement

Charge équivalente

Nous disposons du modèle numérique de l'articulation radio-carpienne en ABS. Si nous appliquons le même chargement que dans le modèle de référence, la rigidité de la structure étant bien moins grande, nous allons mesurer des déformations très importantes. Le risque de flambement serait inévitable et le contact entre le radius et

SL serait perdu. Finalement, si nous le mettons en place expérimentalement, aucune des instrumentations ne pourrait être validée. La solution que nous proposons consiste à rechercher un effort qui nous permettrait d'atteindre des déformations à la surface du radius équivalente à celles du modèle de référence.

Pour commencer, nous ajustons la précharge qui servait à correctement positionner SL sur le radius en début d'essai. En effet, la précharge représentait 10% de la force totale appliquée. Dans notre cas, cette force est peut-être déjà trop haute par rapport aux valeurs de déformations que nous voulons atteindre. Le critère que nous choisissons pour adapter cette précharge est la flèche maximum du radius. Une valeur de flèche équivalente (à 4% près) est trouvée pour une précharge 10 fois inférieure, soit 3,5N.

Comme nous avons pu l'expérimenter avec le réglage de la précharge, la rigidité du modèle en ABS est plus faible que celle avec le modèle de référence. Nous décidons de fixer une valeur à atteindre de 100N arbitrairement de force à atteindre. Ensuite nous imposons un pas de temps pour le calcul d'au maximum 0,05s. Sachant que le temps total pour appliquer les 100N est d'une seconde, nous pourrions alors mesurer les déformations au niveau des jauges virtuelles pour une force variant de 0 à 100N par pas d'au maximum 5N. Une première étape consiste à déterminer qualitativement un intervalle de variation où le champ de déformation est comparable, Figure IV-B-2-2. Il l'est pour une force comprise entre 23,5 et 37,9 N.

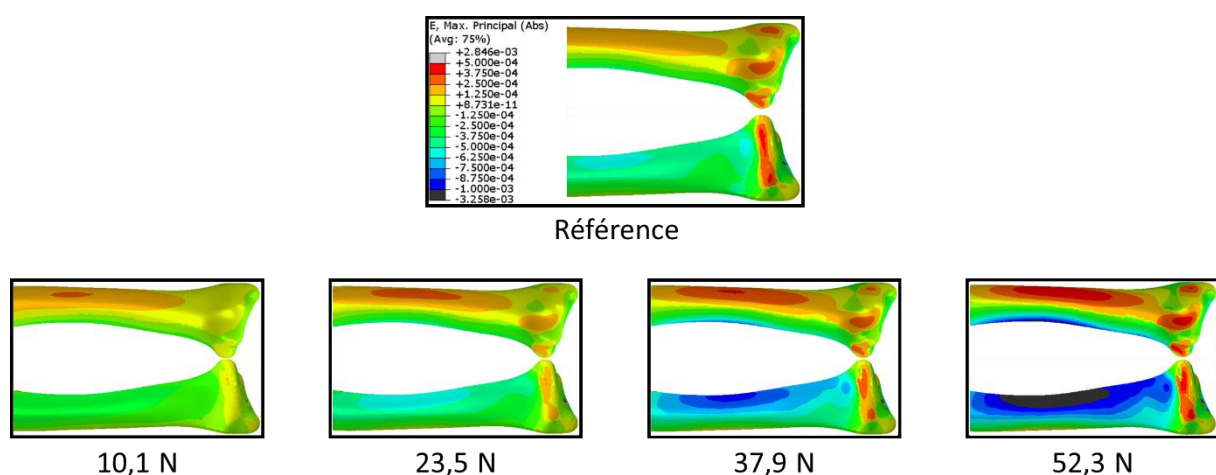


Figure IV-B-2-2 : Champs de déformations maximales absolues, en haut pour l'os chargé à 350N et en bas pour le modèle en ABS pour différentes valeurs de chargement

Pour toutes les valeurs de force appartenant à l'intervalle [23,5 ; 37,9] N, nous calculons les valeurs des déformations des jauges virtuelles. Chacune de ces valeurs est comparée à sa valeur dans le modèle de référence sans prothèse, Figure II-C-2-4 (A. Bleu). L'erreur relative est calculée. Les moyennes de ces erreurs relatives sont présentées Figure IV-B-2-3. Pour déterminer le cas idéal, il suffit de rechercher là où les valeurs sont les plus proches de 0. Dans notre cas, le plus petit écart est trouvé pour un chargement de 33,1N.

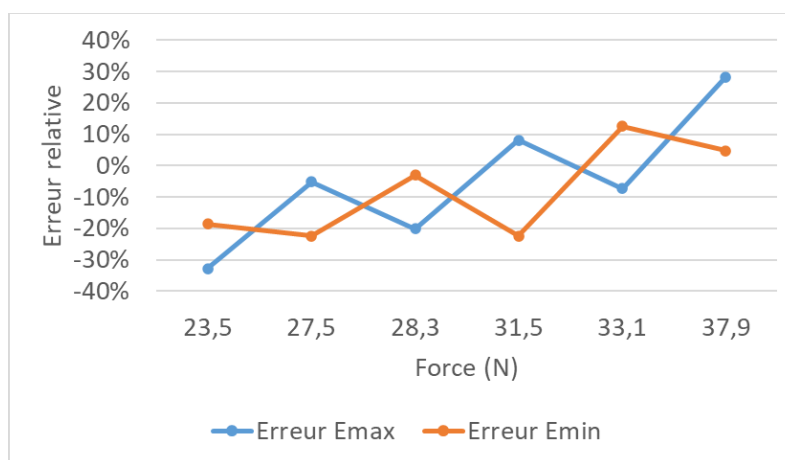


Figure IV-B-2-3 : Moyenne de l'erreur relative des déformations maximums et minimums relevées au niveau des 8 jauges virtuelles

Le champ de déformation du modèle initial est comparé aux valeurs obtenues sur le modèle en ABS soumis à un chargement de 33,1N, Figure IV-B-2-4. Comme nous pouvons le constater, même si les écarts sont parfois assez importants, les ordres de grandeurs sont respectés. Si ce modèle en ABS est mis en place expérimentalement, nous devrions pouvoir y mesurer des niveaux de déformation équivalent à ceux attendus sur les vrais os.

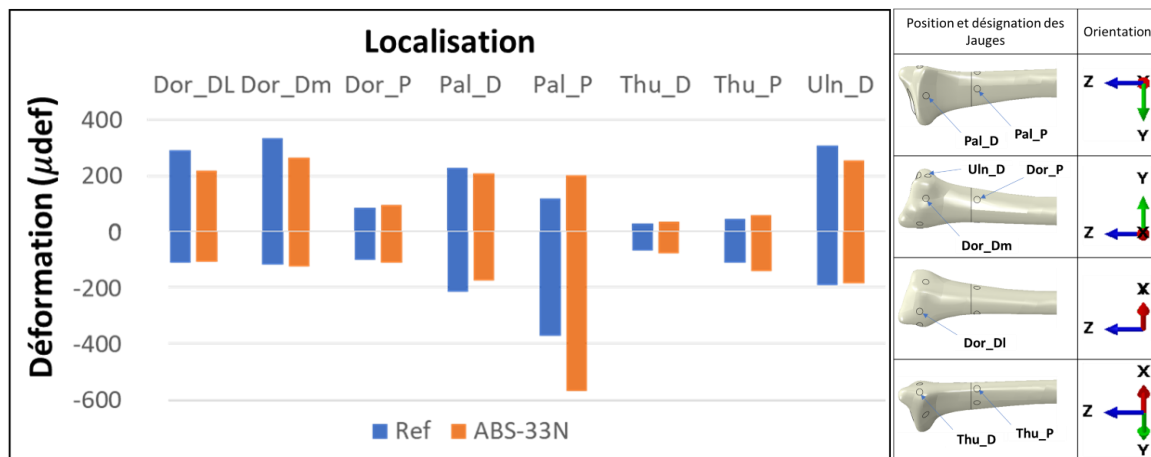


Figure IV-B-2-4 : Comparaison des valeurs de déformation calculées pour le modèle de référence et le modèle ABS sous 33,1N

Comme nous le démontrions dans la partie précédente, la stéréo corrélation d'images numériques fournit des résultats précis à partir de 0,1 % de déformation. Cela équivaut à 1000 microdéformations. La face où nous sommes donc le plus susceptible d'observer le champ de déformation sera la face palmaire. Bien que nous ne soyons pas dans la zone optimale pour l'utilisation de notre instrumentation, nous devrions au moins être capable d'observer les grandes tendances, en particulier pour le champ principal minimal.

Mesure d'effort au contact

Si nous parvenons à recréer un champ de déformation similaire, cela ne traduit pas pour autant que le chargement est resté le même. Cela ne signifie encore moins que le chargement produit correspond toujours à un chargement physiologique. Nous allons donc vérifier ces deux points. Comme nous pouvons le constater Figure IV-B-2-5, le nombre de centroïde est passé de 3 à 4. Il existe des cas dans la littérature où cela est le cas, Figure I-C-3-5. Si nous nous intéressons à la répartition des efforts, nous constatons que le lunatum a récupéré 4% d'effort en plus par rapport à la configuration de référence. Cela correspond à une erreur relative 9% pour la force au niveau de lunatum et 7% au niveau du scaphoïde. Ces erreurs sont acceptables. On peut donc considérer que les conditions aux limites de nos deux modèles sont équivalentes. Nous pourrions vérifier ces grandeurs expérimentalement grâce à l'instrumentation avec les capteurs Flexiforce.

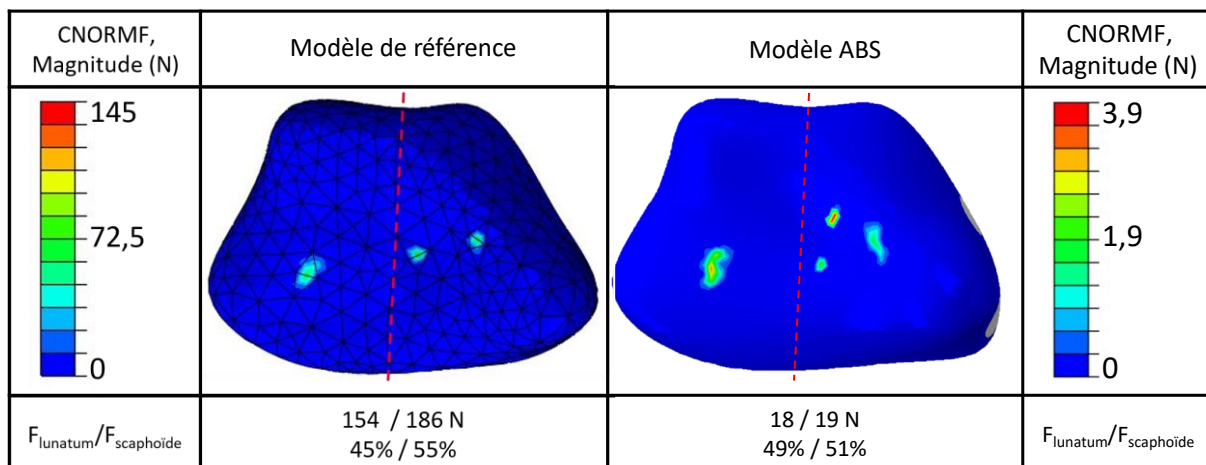


Figure IV-B-2-5 : Comparaison du transfert d'effort entre le modèle de référence et le modèle en ABS

Nous avons vérifié que notre modèle d'os synthétique en ABS pouvait en théorie être utilisé en substitut d'un vrai os pour tester la stéréo-corrélation d'images numériques et les capteurs Flexiforce. Cela nécessite simplement que l'effort appliqué soit réduit à 33,1N. Pour aller encore plus loin dans l'étude, nous voudrions voir si notre modèle en ABS nous permettra également de vérifier l'évolution du champ de déformation après implantation d'une prothèse. Et dans l'idéal, si la prothèse était positionnée avec un capteur enfoui dans la tige, nous serions capables de mesurer la fraction de l'effort qui ne passerait pas par l'épiphyse distale du radius.

b. Modèle de l'articulation radio-carpienne opérée

Détermination d'un matériau équivalent pour la prothèse

Dans cette partie, nous abordons la problématique de la recherche d'un matériau de substitution sous un aspect nouveau. Avant, nous avions des matériaux et nous voulions trouver un chargement équivalent permettant de garantir un certain niveau de déformation sur la surface distale du radius. Maintenant, le chargement est imposé, $F_{\text{tot}} = 33,1\text{N}$, et nous souhaitons trouver un matériau dont la rigidité nous permettrait d'atteindre la déformation souhaitée (ϵ_{Cible}) au niveau de la tige, Figure IV-B-2-6.

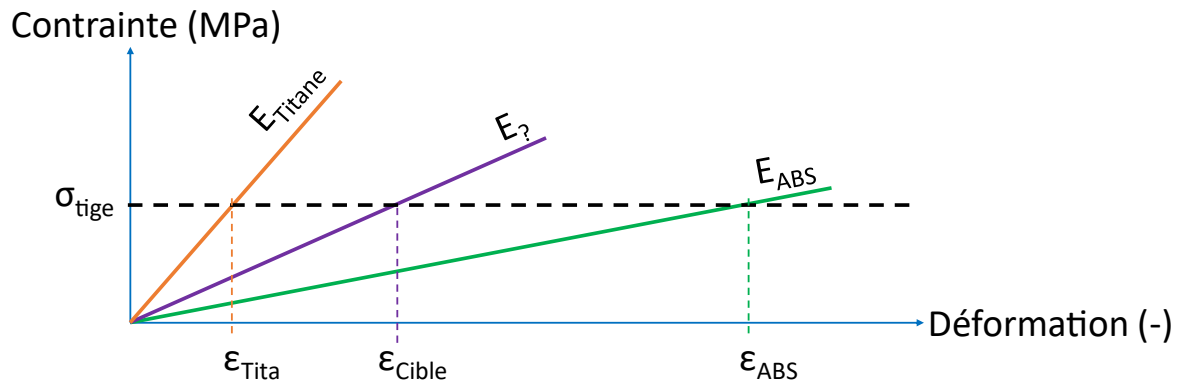


Figure IV-B-2-6 : Sélection d'une valeur intermédiaire pour le module de Young d'un matériau alternatif pour les essais sur modèle de radius en ABS

Sachant que :

$$\sigma_{tige} = \frac{F_{tige}}{S_{tige}} \quad (25)$$

D'après les résultats du chapitre 2,

$$F_{tige} = 0,09 \cdot F_{tot}$$

$$\varepsilon_{cible} = -5,85 \cdot 10^{-5}$$

En supposant que le matériau qu'on utilisera sera homogène, isotrope avec un comportement élastique linéaire, on peut appliquer la loi de Hooke :

$$\sigma_{tige} = \frac{F_{tige}}{S_{tige}} = E_{?} \cdot \varepsilon_{cible} \quad (26)$$

On trouve finalement $E_{?} = 10\,400$ MPa. A l'aide de la base de données Matmatch (<https://matmatch.com/>) le matériau qui correspondrait pour notre application serait un matériau polyamide renforcé par des fibres de carbone. Le Zytel® HTNFE350064 BK544 présente un module d'élasticité de 10 400 MPa et un coefficient de Poisson de 0,34. Nous l'inclurons pour le restant de l'étude.

Validation du choix du matériau

Le modèle de référence avec prothèse a été relancé avec pour l'os les propriétés du modèle en ABS, et pour la prothèse des valeurs de module de Young et de coefficient de Poisson reproduisant plusieurs matériaux, Figure IV-B-2-7 :

$E_{\text{Titane}} = 110\,000\text{ MPa}$, $\nu_{\text{Titane}} = 0,3$

$E_{\text{PA}} = 10\,400\text{ MPa}$, $\nu_{\text{PA}} = 0,34$

$E_{\text{ABS}} = 1\,320\text{ MPa}$, $\nu_{\text{ABS}} = 0,42$

Ces cas seront d'abord étudiés d'un point de vue qualitatif avec la représentation de leur champ de déformation principale absolue. Ils seront comparés aux champs de déformation de la prothèse du modèle de référence avec prothèse. Puis quantitativement, pour le cas présentant le plus de similitude, où la déformation dans la section au niveau de la tige sera calculée.

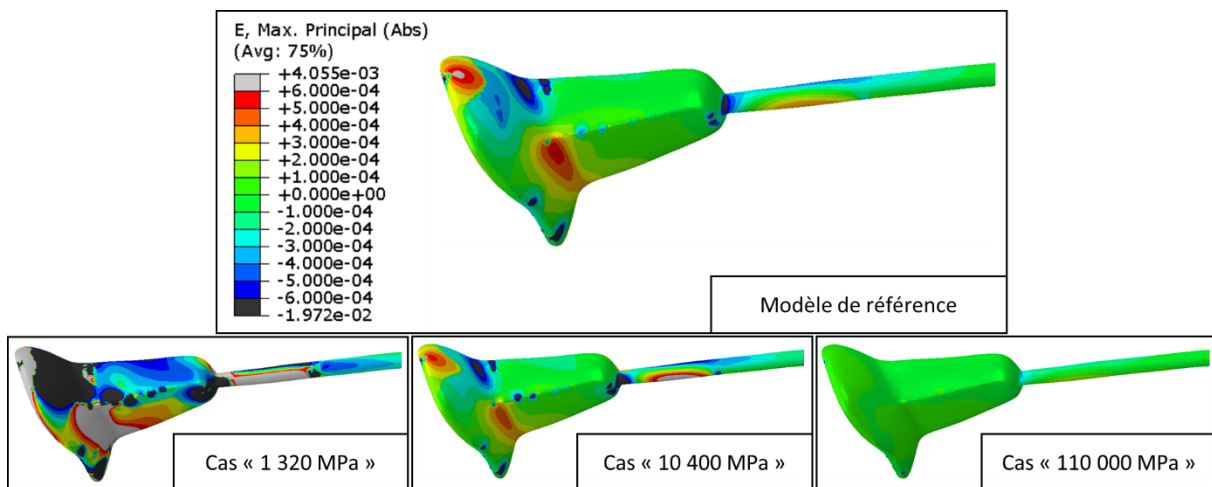


Figure IV-B-2-7 : Déformations principales maximales pour le cas de référence et les trois autres cas simulés

Le cas « 1320 MPa » simulant des propriétés mécaniques du même ordre de grandeur que celles de l'ABS imprimé 3D présente des déformations minimales et maximales beaucoup trop grandes par rapport au modèle de référence. Inversement, le cas « 110 000 MPa » qui correspondrait au cas où nous utiliserions la prothèse en titane dans nos essais sur modèle prototypé, présente des déformations beaucoup trop faibles. Le cas « 10 400 MPa » présente un champ de déformation pratiquement

identique au modèle de référence. Il semble légèrement plus déformé au niveau de la base de la tige longue et un peu moins sous la surface en appui sur l'épiphyse distale du radius. Il n'y a pas de raison évidente qui expliquerait cette observation.

En reprenant la méthode décrite Figure II-C-2-5, nous réalisons une coupe au niveau de la tige à 50 mm de l'extrémité distale de la prothèse. A ce niveau, la tige est également en compression pur Figure IV-B-2-8.

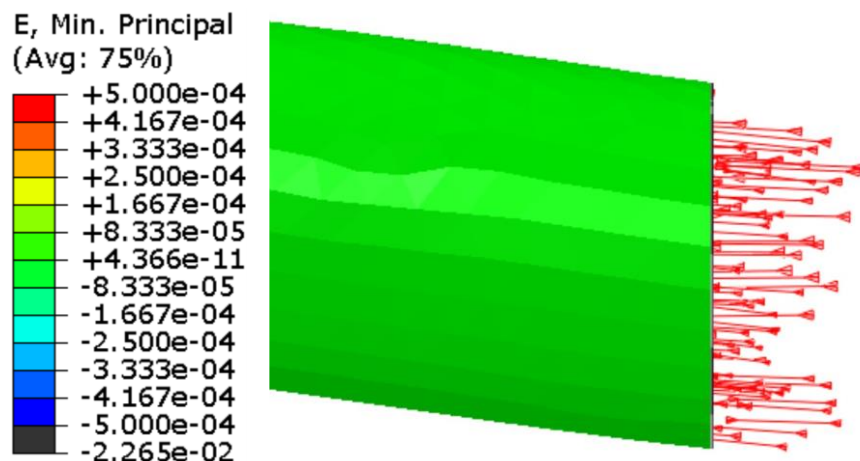


Figure IV-B-2-8 : Direction principale minimale au niveau de la section de la prothèse, cas "10 400 MPa"

Nous y déterminons une déformation minimale moyenne de $-6,71 \cdot 10^{-5}$. Cette valeur est 15% plus haute que la valeur du modèle de référence avec prothèse. En appliquant un bilan des forces équivalant à celui de la Figure II-C-2-5, nous calculons que F3, la force passant dans la tige. Dans ce second cas, la force F1 appliqué à la prothèse n'est plus de 350 N, mais de 33,1 N. La force calculée ne représente plus que 1% de la force appliquée. Ce résultat n'est pas un problème si nous souhaitons seulement tester notre instrumentation enfouie sur le modèle de substitution. Cependant, comme la répartition entre l'effort encaissé dans la partie distale du radius et dans la tige a été modifiée, la question de la nouvelle répartition des efforts après implantation se pose.

Analyse du champ de déformation et de leur évolution avant/ après implantation

Dans un premier temps, les déformations au niveau des jauges virtuelles sont calculées quel que soit le cas. La moyenne et l'écart-type sur chaque valeur sont calculés et comparés aux déformations du modèle de référence, Figure IV-B-2-9.

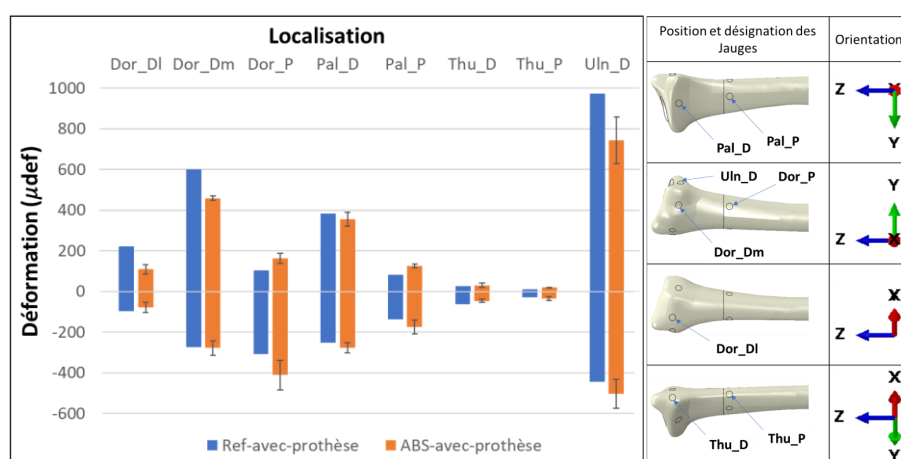


Figure IV-B-2-9 : Comparaison des déformations au niveau des jauges virtuelles pour le modèle de référence avec prothèse et pour l'ensemble des cas simulés sur le modèle de substitution

Pour le cas « 1320 MPa », « 10 400 MPa » et « 110 000 MPa », nous calculons un écart moyen par rapport aux valeurs du modèle de référence avec prothèse respectivement de 39, 32 et 28%. Ces écarts sont significatifs. Le deuxième point d'intérêt concerne l'évolution de ces déformations entre avant et après implantation. En effet, ce qu'il y avait de plus remarquable entre notre modèle est celui de la littérature, Figure II-C-2-4, était l'évolution drastique des déformations entre avant et après implantation de prothèse.

Nous proposons donc de calculer un facteur de variation entre le cas sans et le cas avec prothèse pour le modèle de référence et pour les modèles de substitution Figure IV-B-2-10. Nous constatons qu'à l'exception des déformations maximales au niveau Dor_P et Pal_P (proximal) le sens de variation est le même pour toutes les jauges pour le cas « 10 400 MPa ». Cela signifie, que si nous souhaitons observer la croissance où la décroissance des contraintes dans la partie distale du radius avant et après implantation, et qu'elle soit conforme à ce qui est attendu (modèle de référence), une prothèse de substitution en polyéthylène chargé ferait l'affaire.

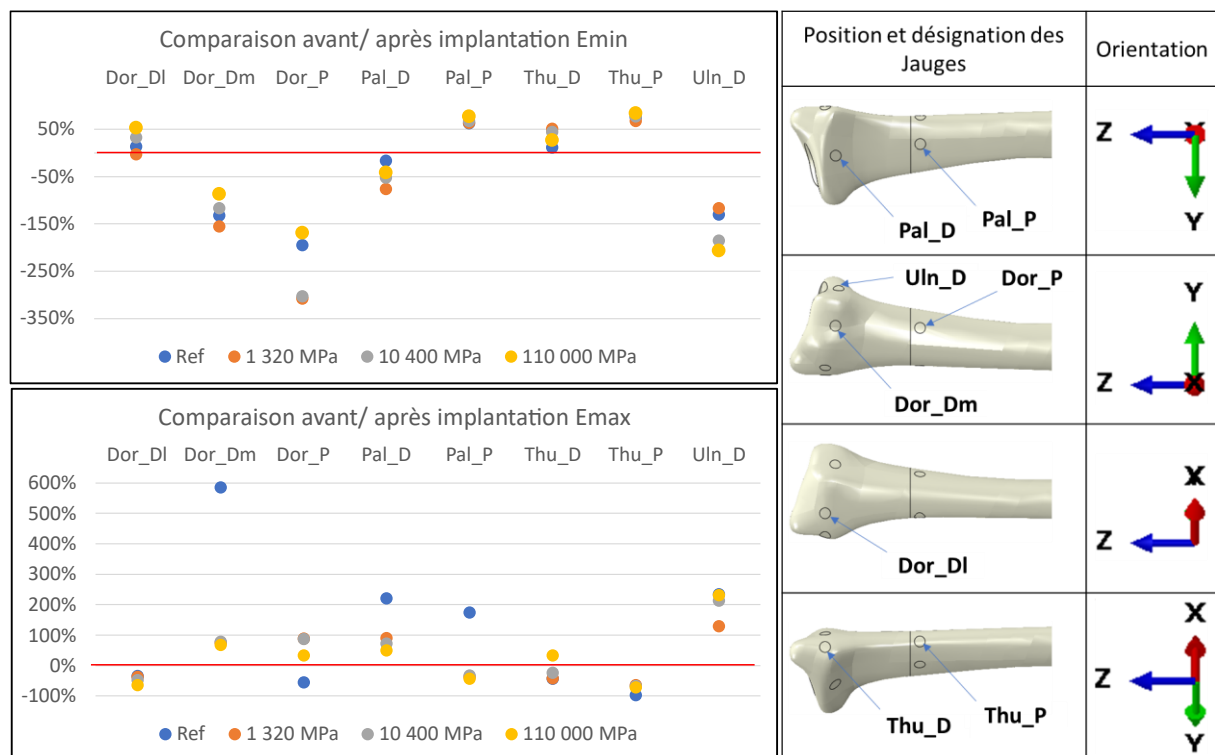


Figure IV-B-2-10 : Variation des déformations des jauges virtuelles avant et après implantation de la prothèse pour le cas de référence et pour les 3 cas de référence

Finalement, nous avons proposé un modèle de substitution au radius cadavérique. Il permettra de valider l'instrumentation et les conditions aux limites du montage expérimental. Il peut également être utilisé pour des études comparatives entre avant et après implantation de prothèse.

C. Mise en place de l'essai biomécanique

Nous avons montré que nous pouvions utiliser des modèles d'os imprimés 3D pour réaliser des essais de validation de l'instrumentation. Nous proposons ici un montage expérimental permettant de réaliser ces essais. Les conditions aux limites utilisées dans le modèle éléments finis sont reproduites dans l'essai. Les résultats expérimentaux seront comparés aux résultats numériques. Le dispositif est conçu pour pouvoir accueillir des pièces anatomiques, nous pourrions donc envisager de réaliser des essais sur de vrais os du radius. Ainsi des valeurs réalistes d'effort transmis dans la partie distale du radius pourraient être déterminés.

3. Dispositif expérimental

c. Principe de fonctionnement

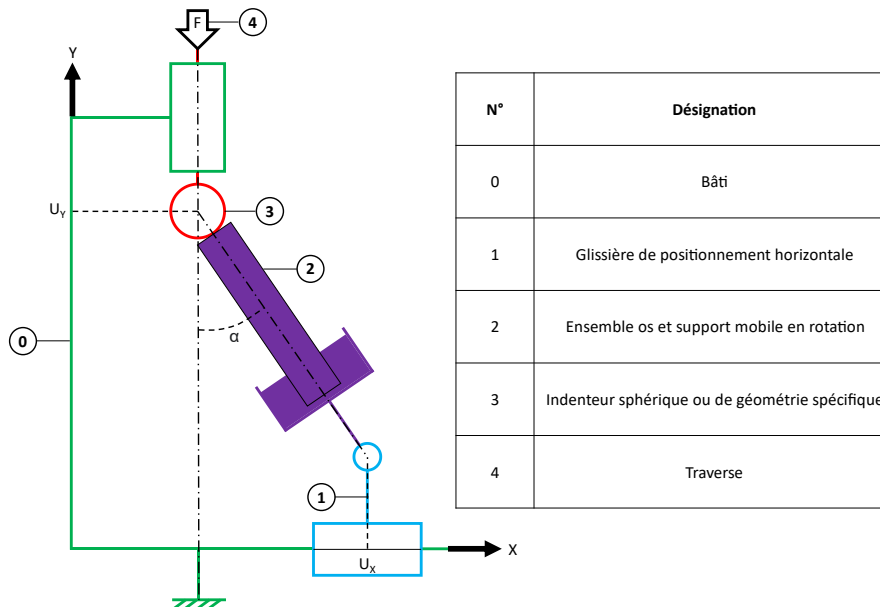


Figure IV-C-3-1 : Schéma cinématique du dispositif expérimental

Le dispositif expérimental, Figure IV-C-3-1, a été conçu pour pouvoir être positionné sur la plupart des machines de test Instron, en particulier les modèles Electropuls E10000 et universel 5969. La position de la traverse dans la direction X et Z est connue, une mobilité est permise suivant la direction Y pour permettre l'application de la force F. La position de l'encrage du dispositif dans le bâti est connue. Dans le plan ZX, elle est la même que la traverse. Dans le cas de la machine E10000, il aurait été envisageable de décaler cette position en fixant le dispositif directement dans les rainures en T présentes sur la base de la machine, mais pas pour la machine universel 5969 (ni pour la majorité des autres modèles disponibles au laboratoire).

La glissière de direction Y a pour but de garantir le contact quel que soit la longueur de l'os et tout au long de l'essai. De plus, elle encaisse les efforts dans les directions Z et X, ce qui permet d'éviter qu'ils soient transmis à la cellule de force. Pour appliquer un effort reproduisant un appui pour différentes orientations de la main, la direction de l'os par rapport à la traverse doit pouvoir être mobile. C'est le rôle de la liaison pivot.

Suivant l'orientation initial de l'os dans le support mobile, l'angle de rotation permet de reproduire l'effort d'un appui avec la main en flexion-extension ou déviation ulnaire-radial. L'orientation pour un appui avec la main en position neutre est obtenue pour un angle α de 0° . La glissière de direction X permet de compenser le déplacement de l'épiphyse distale du radius lors de la rotation. Le contact est alors garanti en début d'essai entre l'os et l'indenteur. En phase de réglage les déplacements U_x et U_y et α sont permis. En phase de test seul U_y est permis.

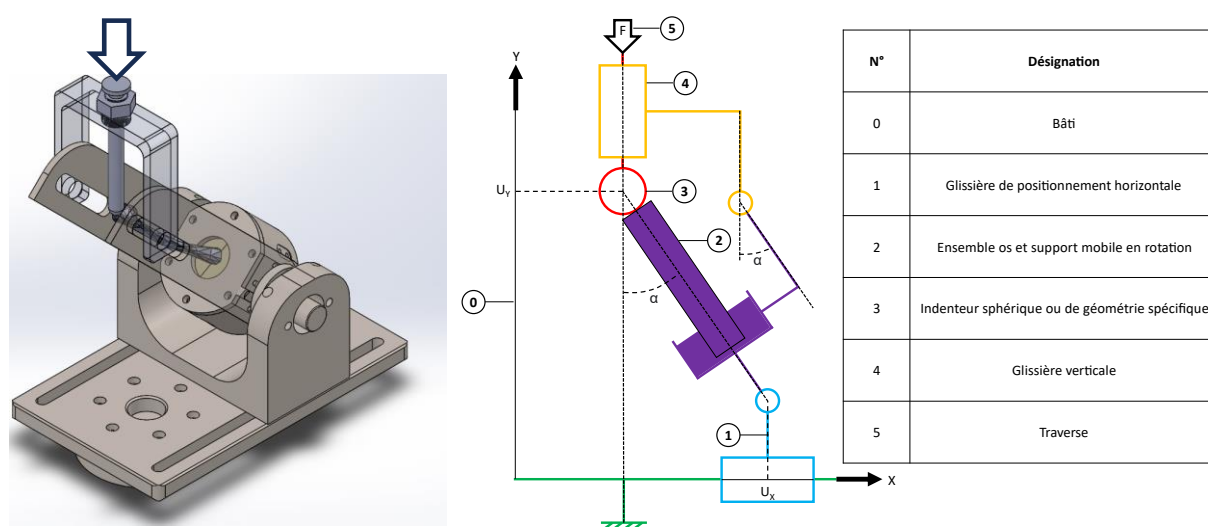


Figure IV-C-3-2: Modèle 3D du dispositif expérimental et son schéma cinématique

Le schéma cinématique du dispositif expérimental est présenté sur la Figure IV-C-3-2. Notre système réutilise le bâti et le support mobile d'un montage précédemment développé pour le test d'humérus (Elizondo-Moreno et al., 2019). Il était alors plus simple d'aligner la glissière verticale et la traverse avec une liaison pivot au niveau du support mobile plutôt qu'avec un encastrement dans le bâti. La verticalité de la liaison est contrôlée à l'aide d'un niveau à bulle avant le début du test.

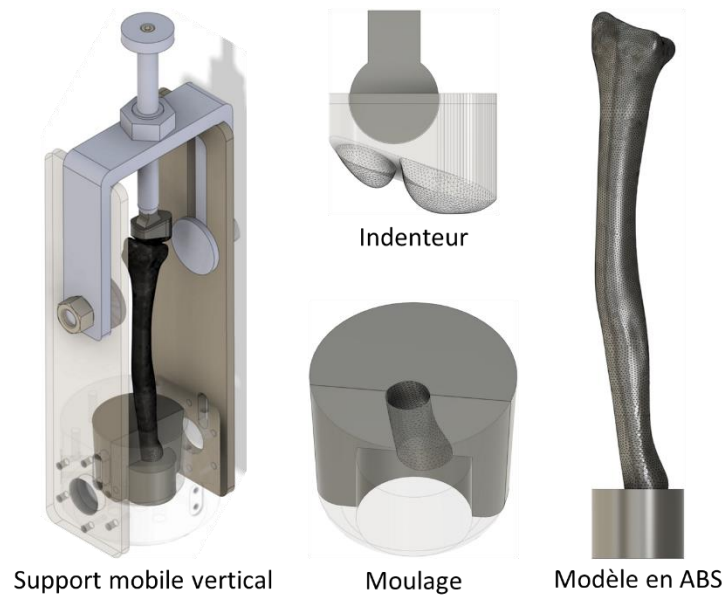


Figure IV-C-3-3: Vue de détail des pièces permettant de reproduire les conditions aux limites du modèle numérique

Le dispositif, Figure IV-C-3-3, est positionné de manière à transmettre au radius un chargement équivalent à celui qu'il subirait lors d'un appui avec la main en position neutre. Afin de reproduire expérimentalement les mêmes conditions aux limites que dans le modèle numérique, la pièce SL qui reprend la géométrie proximale du scaphoïde et du lunatum est imprimée et remplace l'indenteur sphérique. Cet indenteur est constitué d'une deuxième pièce, un cylindre. La liaison cylindre-cylindre entre ces deux pièces ne permet qu'une rotation, tel que cela a été simulé Figure II-B-1-4. De plus le point d'appui (RP-1 dans le modèle numérique) est connu puisqu'il s'agit du centre du cylindre. Il est placé à la position nommée 50% Figure II-B-3-1. Ainsi, nous souhaitons mesurer que 45 % de l'effort qui transite par le lunatum et 55 % par le scaphoïde.

Concernant l'encastrement proximal du radius, le dispositif dispose d'un réceptacle cylindre dans lequel l'os peut être serré par des vis tangentes. Une fois l'os mis en place, le PMMA est coulé tout autour afin de garantir son encastrement. Comme nous travaillons pour le moment sur des os imprimés 3D, nous en profitons pour désigner un moulage venant combler l'espace entre le réceptacle et l'os. Afin d'améliorer la stabilité de l'os dans le montage et lors de l'impression, l'extrémité proximale du radius est incluse dans un cylindre. La structure interne de l'os n'est pas modifiée. Le moulage et le modèle en ABS est assemblé et placé dans le dispositif expérimental. Le moulage

est ajusté à la surface du modèle 3D et du support mobile. Comme le réceptacle est légèrement conique, le montage est complètement encastré lorsqu'il est enfoncé dans le dispositif. Des vis en dessous du réceptacle permettent de pousser l'assemblage après l'essai.

d. Production des modèles synthétiques

Les géométries générées sur Fusion 360 pour le modèle numérique sont reprises. L'os cortical de l'extrémité proximale est transformé en un cylindre de diamètre 40 mm et de hauteur 30 mm. La partie trabéculaire est transformé en structure lattice de densité 20 % et de taille de cellule 5 mm. Ces étapes sont réalisées pour le modèle sans et avec prothèse, Figure IV-C-3-4. Les modèles sont alors prêts à être imprimés.

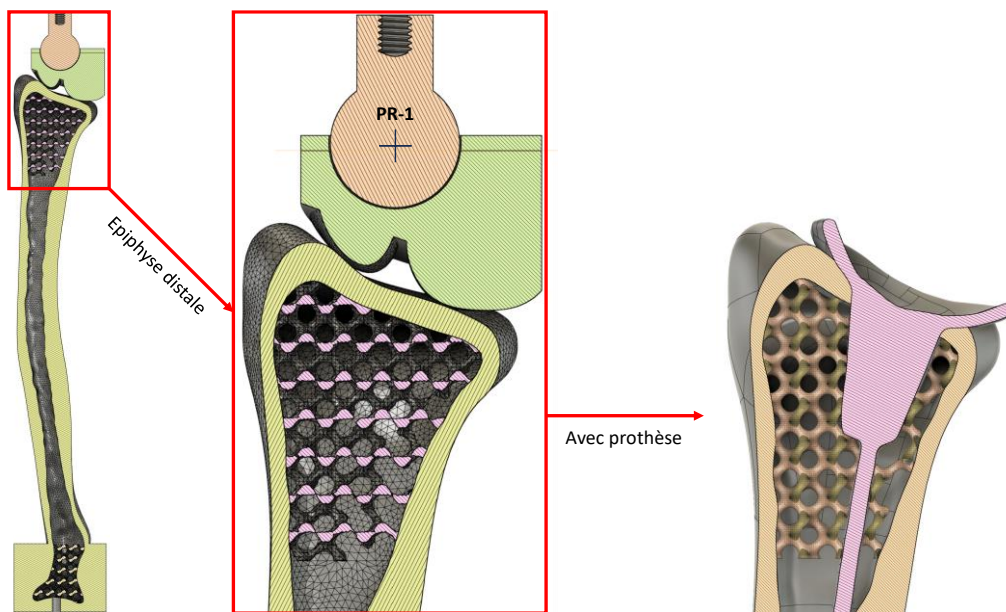


Figure IV-C-3-4: Vue en coupe de l'épiphyse distale du radius sans et avec prothèse implantée

Il avait été envisagé d'usiner les prothèses dans un matériau dont les propriétés sont proches de celles déterminées dans la section précédente. Des tests ont été menés sur du polyacétal (POM), Figure IV-C-3-5. L'usinage est effectué sur une machine d'usinage Datron neo. Grâce au quatrième axe de la machine, la majorité des surfaces pouvaient être réalisées en une étape. Cependant, la surface articulaire distale et la surface proximale devait être reprise. Ces opérations de repositionnement étaient

complexes, malgré des surfaces de référence usinées lors de la première phase (cube au-dessus de la surface distale par exemple). Le résultat est une mauvaise concordance des surfaces. Pour parvenir à de meilleur résultat, il aurait fallu envisager le développement de gabarit spécifique pour positionner avec précision la prothèse après chaque étape d'usinage. Nous avons donc fait le choix pour le reste de cette étude d'utiliser un modèle également imprimé 3D.



Figure IV-C-3-5: Tentative d'usinage d'un implant radial de prothèse de poignet (ReMotion)

L'ensemble des pièces ont alors été imprimées sur l'imprimante M300 plus avec le matériau Z-ABS Blanc. Les modèles de radius sont imprimés à la verticale afin de respecter l'orientation du matériau simulé, l'orientation à 45° est également choisie à cet effet, Figure IV-C-3-6. Pour optimiser l'état de la surface distale de la prothèse et la surface proximale de l'indenteur, elles sont imprimées vers le haut. Seuls les supports directement attachés au plateau sont autorisés, cela empêche qu'il y ait du support à l'intérieur de l'os, en particulier dans les cellules de la structure lattice dont il serait impossible à enlever. Les paramètres d'impression sont les mêmes que ceux utilisés pour produire les échantillons caractérisés dans la partie C-1. Un léger ponçage est réalisé pour permettre l'assemblage des différentes pièces. Le montage entre chaque pièce est serré. Afin de créer un mouchetis pour la corrélation d'image, une couche fine de peinture blanche est appliquée à l'aide d'un aérosol. Ensuite, des points noirs sont déposés également à l'aérosol, Figure IV-C-3-6.

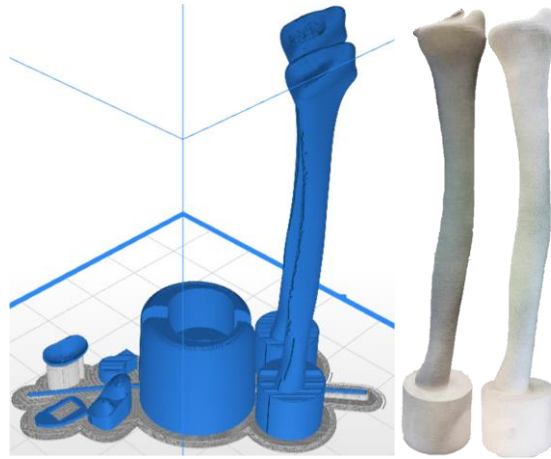


Figure IV-C-3-6 : De gauche à droite ; Préparation de la fabrication sur Z-suite, radius avec prothèse et radius sans prothèse

4. Protocole expérimental

Comme nous l'avons montré précédemment, il ne serait pas pertinent de tester l'instrumentation enfoui sur le modèle de prothèse imprimé 3D. En effet, les déformations y sont très supérieures à la réalité. Une première piste était de simplement positionner une jauge de déformation au niveau de la tige iso-élastique pour vérifier si le niveau de déformation était équivalent à celui calculé pour ce cas. Cette instrumentation n'a cependant pas pu être mise en place. Nous ne vérifierons donc ici que la mesure de force à l'interface entre les os du carpe et le radius et la mesure de déformation sur l'extérieur du radius.

Le dispositif expérimental décrit précédemment est fixé sur la machine Instron Electropuls E10000, Figure IV-C-4-3. Le dispositif est réglé en position neutre. Le premier essai est réalisé sur le radius sans la prothèse. Il est positionné dans le moulage. La face antérieure du radius est orientée de manière à être visible depuis l'avant de la machine. Ainsi nous pourrions observer les déformations au niveau des jauges virtuelles Pal_D et Pal_P. Nous choisissons cette orientation parce qu'il s'agit de la face où les déformations les plus importantes sont mesurées, Figure IV-C-4-1. L'ensemble est alors enfoncé dans le réceptacle. Afin de garantir un encastrement optimal, les vis latérales sont serrées jusqu'à suppression de tout jeu perceptible.

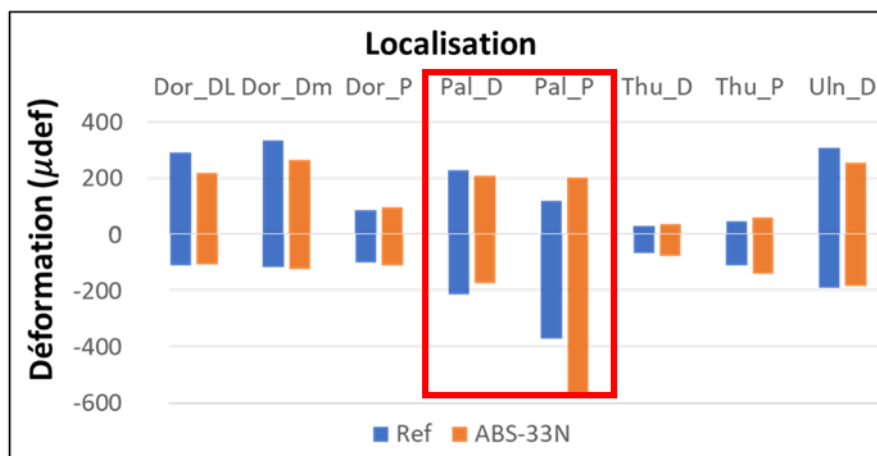


Figure IV-C-4-1: Déformation attendue dans sur la face palmaire

L'indenteur est positionné sur la tige vertical qui transmet l'effort de la traverse. Afin de localiser correctement les capteurs de force, le film proposé partie B-1 est placé à l'interface entre l'indenteur et le radius. Un effort est appliqué manuellement sur la traverse. On observe alors deux centroïdes alors que le modèle en prévoyait 4, Figure IV-C-4-2. La distance et la localisation de ces deux centroïde est conforme.

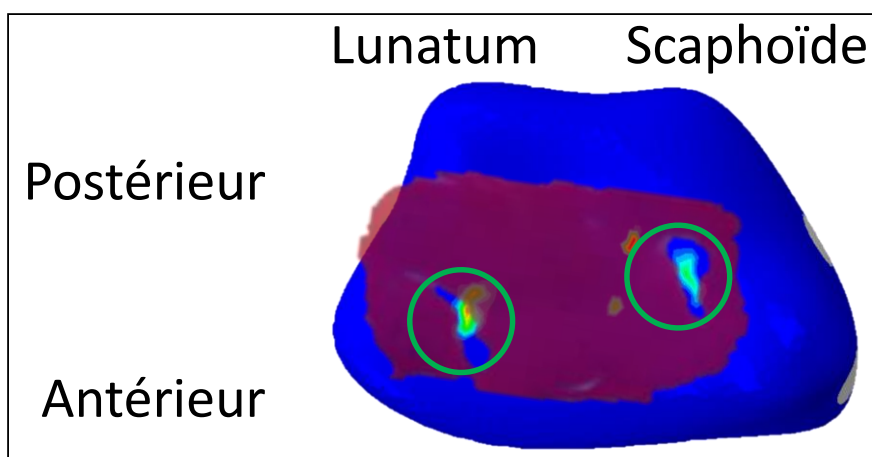


Figure IV-C-4-2: Trace du contact entre le radius et l'indenteur et comparaison au modèle éléments finis

La dimension de la surface n'étant pas une information sûre, partie B-1, nous travaillerons directement sur les valeurs de force et non de contraintes. Les capteurs de forces sont positionnés au niveau des centroïdes (ronds verts). Les caméras sont positionnées devant la machine à l'aide du montage présenté à la partie B-2. Les

caméras et les capteurs de forces sont calibrés conformément aux procédures décrites précédemment, partie B-1 et B-2. Les images et les valeurs de forces (cellule de force et capteurs Flexiforce) sont acquises avec une fréquence de 10 Hz. Toute l'instrumentation est alors prête pour l'essai, Figure IV-C-4-3.

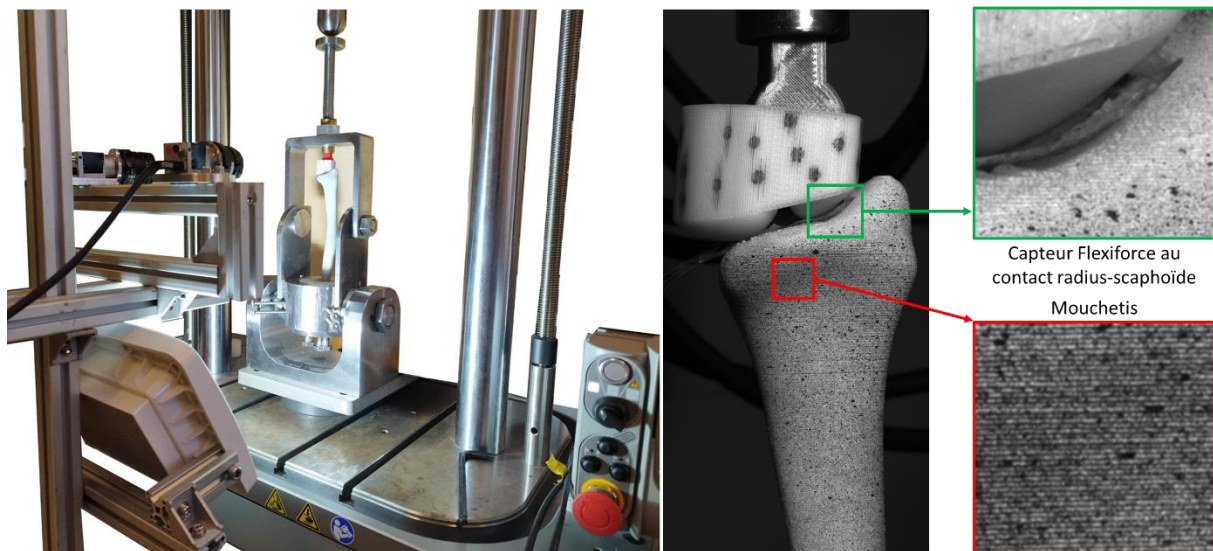


Figure IV-C-4-3: Dispositif expérimental mis en place pour l'essai sur modèle prototypé sans prothèse

La force à appliquer sur le modèle en ABS est de 33,1 N. Comme nous ne connaissons pas la fraction de la force qui sera encaissée par le montage, nous appliquons une force de 100 N à une vitesse constante de 1 mm.min⁻¹.

5. Résultat

La courbe de la force en fonction du temps pour la cellule de force nous permet de trouver l'instant où la force atteint 33,1 N, Figure IV-C-5-1. Pour cet instant, nous regardons la valeur de force mesurée au niveau du capteur Flexiforce au contact du lunatum et du scaphoïde. On trouve respectivement un effort de 14 N et 25 N soit en pourcentage une répartition de 36 % et 64 %. La répartition attendue était de 49 % et 51 %.

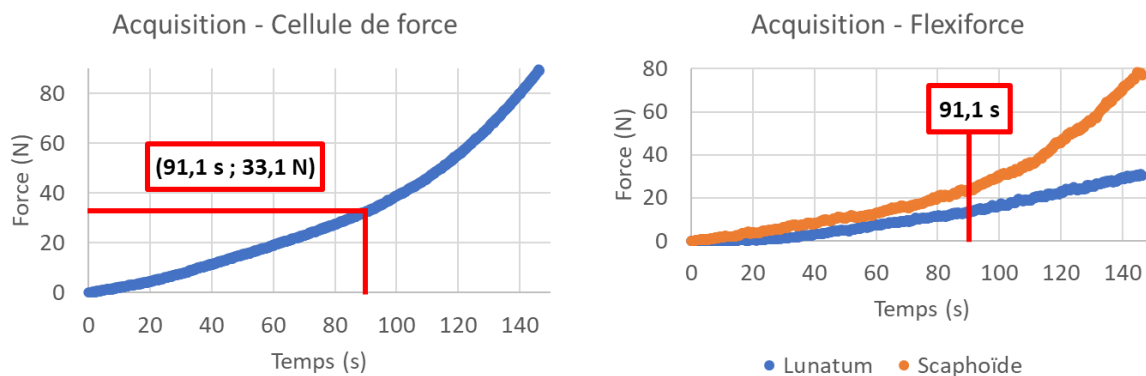


Figure IV-C-5-1: Courbes force/ temps acquise avec la cellule de force et le capteur Flexiforce

Si on observe ce rapport au cours de l'application de l'effort, Figure IV-C-5-2, lorsque l'effort appliqué est inférieur à 15 N, le rapport alterne entre valeur impossible (division par 0) et valeur aberrante (rapport de 10). Comme nous le constatons Figure III-A-2-7, cela est dû à un manque de précision du capteur pour les petites valeurs de force, en effet, à ce stade la valeur de force au niveau du lunatum est inférieure à 5 N. Ensuite, jusque 55N le rapport reste constant à environ 1,8. Ensuite ce rapport change. Cela signifie qu'au-delà de cette force, les conditions aux limites sont modifiées. Cela signifie que si nous souhaitons augmenter le niveau d'effort, pour par exemple mesurer de plus grande déformation, nous serions limités à cette valeur.

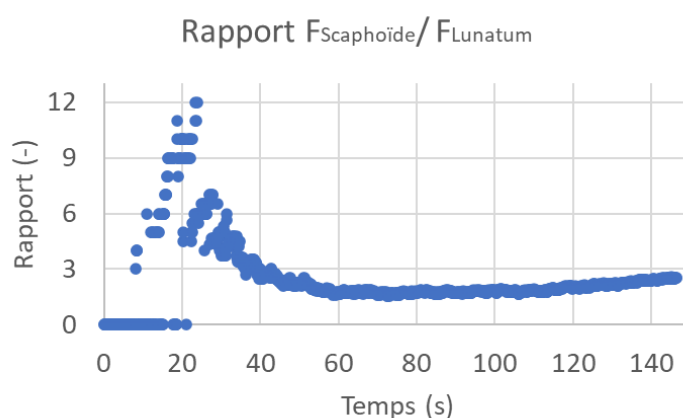


Figure IV-C-5-2: Rapport entre la force mesurée au contact avec le scaphoïde par la force mesurée au contact avec lunatum

Si nous comparons la géométrie simulée et la géométrie testée, les écarts maximums sont mesurés sur le bord des surfaces visible. Ailleurs les écarts sont très faibles. La déviation entre les deux surfaces est calculée à 0,02 mm. Cela signifie que s'il existe des écarts entre le champ de déformation simulé et mesuré expérimentalement, ils ne proviennent pas d'un écart entre les deux géométries.

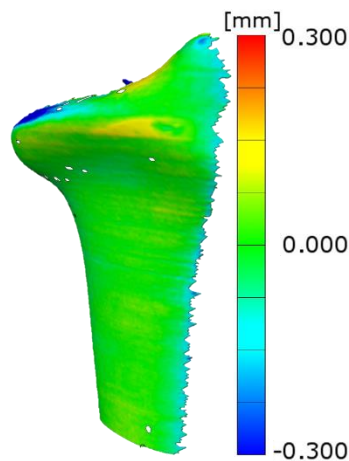


Figure IV-C-5-3: champs des écarts entre le modèle de numérique et la géométrie expérimentale

Pour un effort de 33,1 N, nous observons les champs de déformation minimale numérique et expérimentale, Figure IV-C-5-4. Avant implantation, on observe une compression maximale au niveau de la diaphyse et minimale au niveau de l'épiphyse. Nous faisons le même constat du côté du processus styloïde vers l'ulna (de la droite vers la gauche sur nos figures). Le niveau de déformation est également comparable. Nous pouvons donc dire que le champ obtenu expérimentalement est équivalent à celui obtenu numériquement. Après implantation de la prothèse, la comparaison n'est pas aussi simple. Les deux zones de sur-contrainte en compression sont également observées (zone bleu). La zone rouge correspond à des zones avec des contraintes inférieures à 0,02 %. Comme nous l'avons vu Figure III-A-2-8, les déformations peuvent-être déterminées avec précision à partir de 0,1 %. Comme la zone rouge couvre près de 50% de la surface observée, cela explique pourquoi nous ne parvenons pas à faire une observation aussi qualitative que pour le champ de déformation avant implantation.

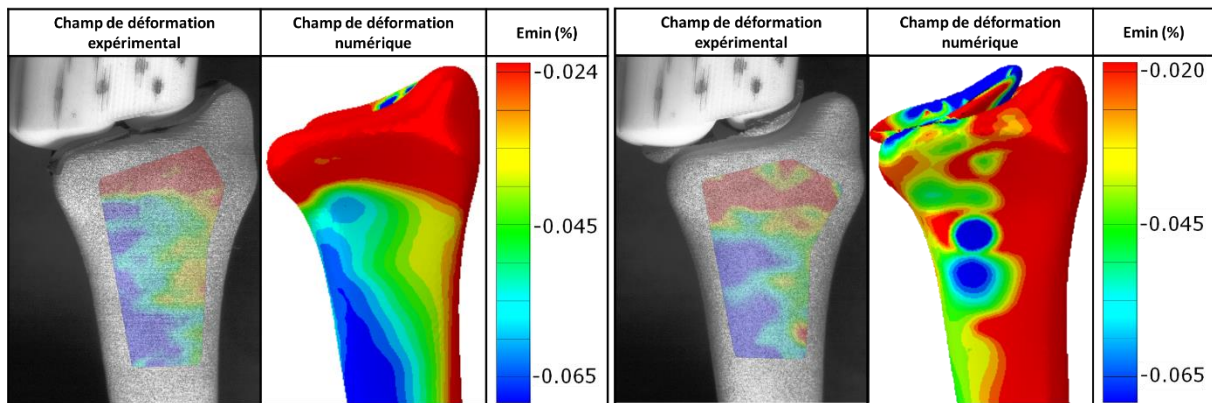


Figure IV-C-5-4 : Comparaison du champ de déformation minimale avant et après implantation de la prothèse.

La comparaison des déformations maximales ne présente pas d'intérêt puisqu'étant plus petite en norme que les déformations en compression, nous ne serons pas capables d'afficher un champ de déformation comparable. La mesure au niveau des jauges virtuelles n'est pas non plus concluante puisqu'extrêmement bruitée, Figure IV-C-5-5.

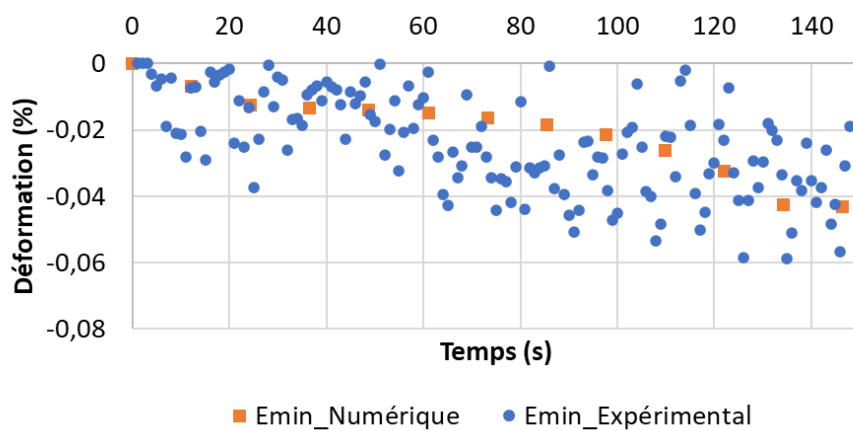


Figure IV-C-5-5: Illustration de la problématique de la mesure de la déformation au niveau des jauges virtuelles

Pour conclure, le protocole expérimental et son instrumentation a pu être mise en place. Nous constatons un certain nombre d'écart entre le modèle numérique et le modèle expérimental qui nécessiterait d'être étudié plus en détail. Si nous souhaitons rester avec le même effort, il serait nécessaire d'augmenter la précision de

l'instrumentation. Cela peut passer par le changement de la caméra 5 mégapixels pour une caméra 21 mégapixel. Si nous voulons augmenter encore plus la précision de notre instrumentation, nous pourrions utiliser des objectifs à grossissement et restreindre la zone d'observation. Nous perdrons cependant le caractère plein champ de la mesure de stéréo-corrélation d'images numériques. Nous pourrions simplement placer des jauges de déformation au niveau des jauges virtuelles.

Conclusion et perspectives

Dans un contexte médical, les prothèses de poignet présentent un taux d'échec plus élevé que les prothèses orthopédiques de la hanche. Notre étude bibliographique a mis en évidence que les efforts transmis au niveau de l'épiphyse distale du radius étaient en réalité déportés vers le canal médullaire, ce qui signifie qu'en l'absence de contrainte autour de la prothèse, l'os ne peut pas se consolider correctement et, au contraire, se résorbe.

Dans le cadre de cette étude, nous avons développé les outils nécessaires pour étudier l'influence d'un implant dans le radius. Notre étude bibliographique nous a conduit à choisir de n'étudier que l'implant radial d'une prothèse de poignet. Trois points importants ont été mis en évidence : tout d'abord, l'importance d'un chargement physiologique ; deuxièmement, l'impact de la prothèse sur la déformation de l'os cortical du radius ; enfin, la nécessité de mesurer les efforts supportés par la prothèse.

Pour ce faire, nous avons réalisé un scanner d'un avant-bras cadavérique, ce qui nous a permis d'obtenir l'orientation relative des os du carpe avec la main en position neutre. De plus, cela nous a fourni l'épaisseur réelle de l'os cortical du radius et la géométrie réelle de la prothèse déformée. Nous avons négligé les retours élastiques. Le modèle numérique que nous avons développé pour simuler le radius sans prothèse nous a permis de définir les conditions aux limites pour reproduire un chargement physiologique, nous donnant ainsi une estimation des déformations de l'os cortical et de l'os trabéculaire. Ces niveaux de déformation sont du même ordre de grandeur que ceux observés dans la littérature. Ensuite, le modèle a été enrichi par l'ajout de la prothèse, confirmant notre hypothèse initiale selon laquelle notre prothèse sollicite favorablement l'épiphyse distale du radius, favorisant ainsi la consolidation osseuse observée sur les radiographies des patients.

En ce qui concerne l'instrumentation mise en place, nous avons développé un capteur permettant de localiser les centroides. Les capteurs flexiforces ont été évalués, notamment dans le cas de la mesure des forces sur des surfaces courbes, et leur validité a été démontrée. De plus, la DIC (Digital Image Correlation) a été testée lors d'un essai de compression simple, permettant de mesurer avec succès les déformations, qui ont été comparées aux déformations obtenues en simulation numérique, pour des niveaux de 0,1 %.

En ce qui concerne la possibilité d'incorporer un capteur dans une prothèse en vue du développement d'une prothèse connectée, une étude numérique réalisée sur Abaqus et Comsol nous a permis de préparer un cas de référence pour l'incorporation de capteurs. La faisabilité de ce processus a ensuite été démontrée expérimentalement sur une éprouvette en acier.

Enfin, nous avons proposé un modèle synthétique du radius pour valider notre modèle expérimental. Pour ce faire, nous avons caractérisé le matériau imprimé en 3D, supposé orthotrope, à l'aide d'essais originaux. Nous avons cherché une densité de remplissage équivalente à celle de l'os trabéculaire. Le dispositif expérimental a été mis en place avec le modèle synthétique et l'instrumentation, et les conditions aux limites ainsi que les déformations de l'os cortical ont été mesurées et comparées aux modèles numériques.

En conclusion, nous avons développé une méthodologie basée sur l'expérimentation et la modélisation numérique pour évaluer l'influence d'un implant sur des os cadavériques.

Au cours de ce travail, de nombreuses hypothèses ont dû être formulées pour progresser dans nos travaux. Certaines de ces hypothèses pourraient être corrigées ou améliorées. Par exemple, la première hypothèse concerne les propriétés mécaniques de l'os, que nous avons considéré comme élastique homogène isotrope, bien que le comportement de l'os cortical soit plutôt anisotrope. Une première évolution serait de considérer la corticale comme isotrope transverse. Notre modèle synthétique imprimé en 3D pourrait être utilisé pour valider un modèle orthotrope.

Il serait également intéressant d'intégrer un gradient de densité dans les os pour refléter la densité intrinsèque à chaque phase de l'os.

De plus, il serait envisageable d'intégrer d'autres chargements physiologiques pour d'autres orientations de la main, telles que l'extension et la flexion.

En ce qui concerne le capteur de force, l'utilisation de capteurs de nouvelle génération, intégrant directement la mesure de la surface de contact, pourrait être explorée pour étudier l'évolution de la surface de contact au cours de l'application des efforts.

Pour l'incorporation de capteurs dans des prothèses, il serait judicieux de s'orienter vers des matériaux et des géométries similaires à ceux des prothèses.

Enfin, pour les expérimentations futures, il serait pertinent de tester d'autres orientations à comparer avec les modèles numériques et d'aller vers des essais sur des os cadavériques.

Table des Figures

Figure I-A-1-1 : Squelette de l'avant-bras et désignation des principaux os ou groupe d'os ; en rouge, l'articulation du poignet	9
Figure I-A-1-2 : Articulation du poignet (Lewis et al., 1970).....	10
Figure I-A-1-3 : Structure du radius (Ku, 2011).....	11
Figure I-A-1-4 : Synthèse des propriétés mécaniques de l'os cortical, (Mirzaali et al., 2016; Neil Dong and Edward Guo, 2004b; Reilly and Burstein, 1975)	12
Figure I-A-1-5 : Os cortical et trabéculaire dans l'épiphyse distale du radius (Melby, 2022)	12
Figure I-A-1-6 : Axes et plans permettant la description des mouvements du poignet (Kapandji, 2005)	13
Figure I-A-1-7 : Amplitude fonctionnelle du mouvement du poignet (Ryu et al., 1991b; SARRAFIAN et al., 1977; Surgeons, 1965).....	14
Figure I-A-1-8 : Répartition des efforts au contact avec le poignet dans la position neutre (Schuind et al., 1995; Majima et al., 2008; Tubiana et al., 2008; Markolf et al., 1998a)	15
Figure I-A-1-9 : Evolution de la répartition des efforts en fonction de l'orientation de la main ; A, déviation ulnaire ou radial ; B, flexion ou extension (Hara et al., 1992)	15
Figure I-A-1-10 : Instrumentation pour la mesure d'efforts passant par le radius et l'ulna (Markolf et al., 1998b).....	16
Figure I-A-2-1 : A, Arthrodèse de poignet ; B, Arthroplastie totale de poignet (Cavaliere and Chung, 2008) ; C, Prothèse de poignet Universal 2 (Integra LifeSciences, Plainsboro, NJ).....	17
Figure I-A-3-1 : Revue des prothèses totales de poignet.....	21
Figure I-B-1-1 : Descellement aseptique d'une prothèse de poignet	23
Figure I-B-1-2 : Synthèse des causes probables de descellement (Sundfeldt et al., 2006)	24
Figure I-B-1-3 : Modèle trlinéaire décrivant le remodelage osseux (Sundfeldt et al., 2006)	25
Figure I-B-2-1 : Radiographie d'un poignet opéré 2 et 36 mois après opération (Ichihara et al., 2016).....	26

Figure I-C-1-1 : Exemples typiques de surfaces de contact déterminées numériquement ; en rouge, contact avec le scaphoïde ; en vert, contact avec le lunatum (Tang and Chen, 2012).....	28
Figure I-C-1-2 : Position relative des os du carpe pour plusieurs positions extrêmes de la main (Ryu et al., 1991a).....	28
Figure I-C-2-1 : Modèle musculosquelettique du poignet (Eschweiler et al., 2022b)	29
Figure I-C-3-1 : Modèle éléments finis d'un poignet (Bajuri et al., 2012b)	30
Figure I-C-3-2 : Modèle éléments finis d'une articulation radio-carpienne ayant reçu une prothèse Universal 2 (Gislason et al., 2017).....	31
Figure I-C-3-3 : Modèle numérique du radius sain et implanté de l'implant proximal de la prothèse Maestro (Completo et al., 2017b).....	32
Figure I-C-3-4 : Modèle numérique de l'articulation radio-carpienne reproduisant un contact entre le radius et os du carpe (Anderson et al., 2005a)	32
Figure I-C-3-5 : Répartition des contraintes dans l'articulation au niveau du radius (Johnson et al., 2014; Majima et al., 2008; Genda and Horii, 2000; Padmore et al., 2021)	33
Figure I-C-4-1 : Synthèse des dispositifs expérimentaux pour les essais relatifs à l'articulation radio-carpienne (Bu et al., 2006; Completo et al., 2017b; Erhart et al., 2012; Gislason et al., 2016; Hooke et al., 2015; Sobky et al., 2008; Troy et al., 2013; Willis et al., 2006)	34
Figure I-C-4-2 : Comparaison d'essais mécaniques ; en vert, vue de détail montrant les jauges de déformation utilisées	35
Figure I-C-4-3 : Dispositif permettant de mesurer la force au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de la main sous différents chargements (Erhart et al., 2012)	36
Figure I-D-1-1 : Synthèse des capteurs utilisés pour l'évaluation des efforts dans l'articulation de poignet.....	37
Figure I-D-2-1 : Principe général de la corrélation d'images numériques	38
Figure I-D-2-2 : Problématique de la mesure d'une déformation sur une surface courbe, exemple de la compression d'un cylindre	40
Figure I-D-3-1 : Représentation schématique de la transmission d'effort (en rouge) dans une prothèse (en bleu) en appui dans l'os cortical (en gris), soumise à un effort de compression (en vert) et instrumentée (jauge en noire), canal médullaire (en blanc)	48

Figure I-D-3-2 : Prothèse d'épaule instrumentée (Bergmann et al., 2007)	49
Figure I-D-3-3 : Instrumentation d'une prothèse de poignet par jauge de déformation et réseau à fibre de Bragg (Gislason et al., 2016)	49
Figure I-D-3-4 : Principe de l'enfouissement de capteur (Jung et al., 2020)	50
Figure I-D-3-5 : Etude paramétrique sur l'épaisseur d'un bouclier thermique en SLM permettant de ne pas détruire le capteur enfoui (Jung et al., 2020)	51
Figure I-D-3-6 : Coupe métallographique de deux enfouissements réalisés grâce à des procédés de fabrication additive différents, SLM à gauche (Havermann et al., 2015) et ultrasonique AM (laminage de plaque) à droite (Bournias-Varotsis et al., 2019)	52
Figure I-E-1-1 : Principale technique de fabrication additive polymère	53
Figure I-E-1-2 : Principe de fonctionnement du procédé FDM (Popescu et al., 2018)	53
Figure I-E-1-3 : Principe de fonctionnement du procédé SLM (Wudy et al., 2014) ...	54
Figure I-E-1-4 : Principe de la stéréolithographie par Hull (Huang et al., 2020)	54
Figure I-E-1-5 : Imprimante Zortrax M200 plus	55
Figure I-E-1-6 : Principaux paramètres d'impression influant sur la qualité des pièces produites (Popescu et al., 2018)	56
Figure I-E-2-1 : Implant fémoral de prothèse de hanche fabriquée en métal par méthode additive (Garner et al., 2019)	57
Figure I-E-2-2 : Synthèse des principaux procédés de fabrication additive métallique (Molitch-Hou, 2018)	57
Figure I-E-2-3 : Buse brevetée pour le procédé CLAD® (Montavon, 1995)	59
Figure II-A-1-1 : Matériel nécessaire à l'implantation de la prothèse	63
Figure II-A-2-1 : Positionnement de la tige flexible dans le radius	64
Figure II-A-2-2 : Mise en place du gabarit dans le radius distal	65
Figure II-A-2-3 : Positionnement de la prothèse	65
Figure II-A-3-1 : Principe de reconstruction de géométrie de la prothèse par segmentation d'images	67
Figure II-A-3-2 : Niveau de gris visualisé sur le logiciel 3DSlicer au niveau de l'épiphyse proximale du radius	68
Figure II-A-3-3 : Comparaison des segments d'os identifiés semi-automatiquement ; à gauche, articulation saine ; à droite, articulation opérée	68
Figure II-A-3-4 : Superposition des géométries avec et sans prothèse	69

Figure II-A-3-5 : Distance de Hausdorff calculée entre le maillage issu de la segmentation et après simplification.....	70
Figure II-A-3-6 : Références utilisées pour la création de l'os trabéculaire	70
Figure II-B-1-1 : a. Lunatum, b. Scaphoïde, c. Os cortical du radius, d. Os trabéculaire proximal du radius, e. Os trabéculaire distal du radius	71
Figure II-B-1-2 : Scaphoïde et Lunatum fusionné en une seule pièce (SL) ; en rouge, les points de construction ; en jaune, les plans de construction	72
Figure II-B-1-3 : Synthèse des propriétés mécaniques utilisées pour la simulation..	73
Figure II-B-1-4 : Articulation radiocarpienne simplifiée, en blanc, la pièce SL ; en vert, l'os cortical du radius ; en rouge, l'os trabéculaire distal du radius ; en bleu, l'os trabéculaire proximal du radius.....	73
Figure II-B-1-5 : Désignation des surfaces du modèle numérique.....	74
Figure II-B-1-6 : Articulation radio-carpienne maillée.....	75
Figure II-B-2-1 : Schéma minimal du transfert de charge entre SL et le radius	77
Figure II-B-2-2 : CNORMF3 pour une taille d'élément de 3mm	77
Figure II-B-2-3 : Ecart relatif entre la valeur de l'effort appliqué et la force de réaction mesurée pour différentes tailles d'élément du radius	78
Figure II-B-2-4 : Cas testés pour la seconde étude de convergence.....	79
Figure II-B-2-5 : SL maillé pour le cas 1. En rose la règle de remaillage local à 0,5mm	79
Figure II-B-2-6 : Critères d'évaluation représentés graphiquement avec en abscisse le numéro de cas et en ordonnée les valeurs d'intérêt	80
Figure II-B-3-1 : Position du point d'application de la charge pour chacune des configurations	81
Figure II-B-3-2 : Position des centroïdes sur la surface distale du radius suivant différents cas de chargement	82
Figure II-B-3-3 : Position des centroïdes sur la surface distale du radius suivant différentes précharges.....	83
Figure II-B-3-4 : Influence de la variation de longueur encastrée sur la flexion et la transmission des efforts au radius	85
Figure II-C-1-1 : Géométries constituant l'articulation radio-carpienne modifiée par l'implantation d'une prothèse. a. Os du carpe fusionnés en une pièce (SL), b. Prothèse isoélastique, c. Os trabéculaire de la partie distale du radius, d. Os cortical du radius, e. Os.....	87

Figure II-C-1-2 : Vue de coupe de l'articulation radiocarpienne avec prothèse isoélastique implantée	87
Figure II-C-1-3 : Maillage utilisé pour mener le calcul éléments finis sur le modèle d'articulation radio-carpienne avec prothèse isoélastique	88
Figure II-C-1-4 : Position des jauges virtuelles	89
Figure II-C-2-1 : Rotation résultante de l'application de l'effort de 350 N.....	90
Figure II-C-2-2 : A. Champ de déformation minimale principale avant implantation, B. Après implantation, C. Radiographie du radius plusieurs mois après implantation montrant une radioluminescence au niveau de la prothèse.....	91
Figure II-C-2-3 : Champ de déformation principale absolue de l'os cortical du radius	92
Figure II-C-2-4 : Microdéformations mesurées au niveau des jauges de déformations virtuelles ; en bleu, avant implantation ; en orange, après implantation ; A, Données de simulation ; B, Données expérimentales issues de la littérature (Completo et al., 2017b)	93
Figure II-C-2-5 : Représentation de l'équilibre des forces dans la prothèse	94
Figure II-C-2-6 : Direction principale minimale au niveau de la section	94
Figure II-C-3-1 : Niveau de déformation obtenu au niveau du radius intact pour un chargement neutre et avec une inclinaison ulnaire de 45°(Completo et al., 2017b). 96	96
Figure II-C-3-2 : Champ de déformation principale minimale pour un effort de 350N dans l'os trabéculaire (Completo et al., 2017b)	97
Figure III-A-1-1 : Conception du système de test de sensibilité à la courbure	100
Figure III-A-1-2 : Contact ponctuel de Hertz dans une liaison sphère (indice 1) cylindre (indice 2).....	101
Figure III-A-1-3 : Surface de contact calculée analytiquement pour différentes forces	103
Figure III-A-1-4 : Dispositif de sollicitation du film sur la machine de test	103
Figure III-A-1-5 : Numérisation des empreintes	104
Figure III-A-1-6 : Surfaces de contact mesurées pour une charge de 25N.....	104
Figure III-A-1-7 : Comparaison des valeurs de surface de contact calculées avec celles mesurées en fonction de la force appliquée	105
Figure III-A-1-8 : Comparaison de la dimension de la surface théorique entre deux os et entre l'os et le capteur	106
Figure III-A-2-1 : Capteurs FlexiForce modèles B201	106

Figure III-A-2-2 : Montage pour le conditionnement/ calibration des deux capteurs utilisés pour le test sur le radius	107
Figure III-A-2-3 : Principales caractéristiques du capteur FlexiForce B201	108
Figure III-A-2-4 : Calibration du capteur.....	110
Figure III-A-2-5 : Capteur inséré dans le dispositif de test de film	111
Figure III-A-2-6 : Résultats des essais sur surface plane et diamètre de 8, 9 et 10 mm, (a) Effort mesuré (b) Erreur relative.....	111
Figure III-A-2-7 : Résultats des essais trois essais sur surface courbe, (a) Effort mesuré (b) Erreur relative.....	113
Figure III-A-2-8 : Comparaison entre la modélisation quadratique et linéaire du comportement de capteur Flexiforce	114
Figure III-B-1-1 : Champs de déformation principale absolue du radius pour un effort de 350 N	115
Figure III-B-1-2 : Montage mis en place pour l'essai de compression	118
Figure III-B-1-3 : Montage de corrélation d'image utilisé pour l'essai ; à gauche, vue de dessus ; à droite, vue de face.....	119
Figure III-B-1-4 : Mouchetis réalisé pour l'essai.....	120
Figure III-B-2-1 : Géométrie partielle du cylindre	121
Figure III-B-2-2 : Conditions aux limites, en rouge la section longitudinale, en vert la jauge de déformation virtuelle.....	122
Figure III-B-2-3 : Champ de déformation minimal pour les trois maillages ; de gauche à droite, taille d'élément de 2, 1 et 0,5 mm	123
Figure III-B-2-4 : Déformation minimale le long de la section longitudinale du cylindre	124
Figure III-B-2-5 : Synthèse des résultats obtenus au niveau de la jauge virtuelle pour chaque maillage	124
Figure III-B-3-1 : Démarche de création de la surface d'étude	125
Figure III-B-3-2 : Mise en place de la comparaison simulation / expérimentation...	126
Figure III-B-3-3 : Déformation moyenne minimale sur la surface extérieure du cylindre ; en bleu, la courbe numérique ; en orange, la courbe expérimentale	127
Figure III-B-3-4 : Déformations mesurées le long de la section en fin d'essai	128
Figure III-B-3-5 : Déformations calculées au niveau de la jauge virtuelle en fonction des images (proportionnelles au temps, 10 Hz)	128

Figure III-C-1-1 : Bouclier triangulaire (hauteur = 1,42 mm) avec une rainure (200 μ m de côté) dans laquelle est placée la fibre optique (~155 μ m de diamètre), modélisé et soudé sur un support en inox	131
Figure III-C-1-2 : Stratégie de fabrication. Passes horizontales sur N couches sur un substrat sans arrête droite	132
Figure III-C-1-3 : Principe de l'enfouissement du capteur, ici une fibre optique. La section triangulaire du bouclier est visible en rouge sur la coupe tout à droite	133
Figure III-C-2-1 : Dimension de l'éprouvette de traction en INOX.....	133
Figure III-C-2-2 : Géométrie de la cavité créée pour le positionnement du bouclier thermique avec deux perçages à 45° pour l'arrivée et la sortie de la fibre optique.	134
Figure III-C-2-3 : Vue schématique du passage de la fibre dans l'éprouvette rainurée et percée.....	135
Figure III-C-2-4 : Dispositif de bridage de la pièce qui va subir un enfouir. Vue sans la pièce	135
Figure III-C-2-5 : Etapes de production d'une éprouvette de traction avec fibre enfouie.	136
Figure III-C-2-6 : A gauche, Eprouvette positionnée sur le système de bridage ; en rouge, zone retenue pour la simulation thermique ; à droite, géométrie simplifiée retenue pour la simulation thermique sous Comsol ; en orange les 5 points de mesures de température	137
Figure III-C-2-7 : Propriétés thermiques de l'acier inoxydable 316L (origine : bibliothèque matériaux Comsol)	138
Figure III-C-2-8 : A gauche, en rouge trajectoire réelle lors de la fabrication ; en orange, trajectoire simplifiée simulée. A droite l'équation paramétrée de la trajectoire sinusoïdale du laser.....	139
Figure III-C-2-9 : A gauche, le maillage grossier ; à droite, le maillage fin.....	139
Figure III-C-2-10 : Champ de température en °C induit en surface par le passage du laser à différents instants.....	140
Figure III-C-2-11 : Courbes température / temps en cinq points de mesure de long de là où sera la fibre	141
Figure III-C-2-12 : Les 4 configurations d'éprouvettes testées avant déformation..	143
Figure III-C-2-13 : Géométries des différentes configuration simulées, en vert l'éprouvette et en rouge le métal d'apport. Leurs propriétés sont supposées les mêmes	144

Figure III-C-2-14 : maillage proposé pour les quatre modèles.....	145
Figure III-C-2-15 : Comparaison de la localisation des contraintes et coefficient de concentration de contrainte et des raideurs des différentes éprouvettes.....	146
Figure III-C-2-16 : Abaque pour la détermination du coefficient de concentration de contrainte pour une plaque épaulée en traction extrait de (Lu and Lieurade, 1998)	147
Figure III-C-2-17 : Problématique du cisaillement de fibre et solution proposée, zone rainurée sur le système de bridage réusinée pour éviter le pincement de la fibre ..	149
Figure III-C-2-18 : Extrémité d'une fibre en cours de dés-enrobage dans de l'eau régale	149
Figure III-C-3-1 : Images acquises avec la caméra Basler pour la corrélation d'images. (a). Éprouvette pleine ; (b). Éprouvette percée ; (c). Éprouvette enfouie avec plans à 45°	151
Figure III-C-3-2 : Zones sélectionnées pour effectuer des coupes métallographiques sur les éprouvettes après traction.....	152
Figure III-C-3-3 : Courbe force / déplacement pour chacune des 3 configurations testées ; en rouge, la zone élastique de laquelle il n'est pas souhaitable de sortir lors d'une utilisation réelle	153
Figure III-C-3-4 : Synthèse des raideur mesurés expérimentalement	154
Figure III-C-3-5 : Comparaison (conformité) pour les trois configurations d'éprouvette entre simulation (à gauche) et résultats expérimentaux	154
Figure III-C-3-6 : Distinction entre cas d'adhésion et de non-adhésion constatés lors des essais de traction sur certaines éprouvettes enfouies	155
Figure III-C-3-7 : Microstructure des 4 échantillons en grossissement x5 après un bain dans l'acide.....	156
Figure III-C-3-8 : Micrographie des 4 échantillons en grossissement x20 au niveau du métal initial de l'éprouvette après un bain dans l'acide	156
Figure III-C-3-9 : Zone d'adhésion, grossissement x5 après un bain dans l'acide..	157
Figure III-C-4-1 : CAO de la prothèse Prosthelast®	158
Figure IV-A-1-1 : Echantillon disposé entre les deux plateaux de compression et préalablement préparé pour la corrélation d'images numériques	163
Figure IV-A-1-2 : Champs de déformation dans la direction X (A) et Y (B) lors de la compression	165
Figure IV-A-1-3 : Déformation transversale en fonction de la déformation longitudinale	166

Figure IV-A-1-4 : Courbe contrainte / déformation longitudinale de l'essai de compression corrigée par corrélation d'images numériques.....	166
Figure IV-A-2-1 : Principe de fonctionnement du SCA	167
Figure IV-A-2-2 : Etapes de reconception, paramétrisation et création des versions du SCA	169
Figure IV-A-2-3 : Maillage du SCA ; en rouge vif, la zone d'étude où le cisaillement est supposé pur.....	171
Figure IV-A-2-4 : Ratio des déformations à angle et distance constants	172
Figure IV-A-2-5 : Dispositif d'essai de cisaillement sur cube (SCA) reconçu avec une distance entre mors de 4mm et un angle de 45°	173
Figure IV-A-2-6 : Module de cisaillement obtenu grâce aux données brut de la machine Instron.....	174
Figure IV-A-2-7 : Champ de déformation de cisaillement obtenu en simulation numérique et expérimentalement, les flèches rouges indiquent une différence significative entre le modèle et l'essai.....	174
Figure IV-A-2-8 : Hauteur des mors de cisaillement (h).....	175
Figure IV-A-2-9 : Courbe contrainte/ déformation corrigée par la corrélation d'images numériques.....	176
Figure IV-A-3-1 : Positionnement du bloc de matière sur l'imprimante et vue de détail de la structure du matériau imprimé 3D mettant en avant ses directions principales	177
Figure IV-A-3-2 : Loi de comportement élastique orthotrope	178
Figure IV-A-3-3 : Eprouvettes typiques produites pour les essais de caractérisation de l'ABS imprimé 3D.....	179
Figure IV-A-3-4 : Orientation des cubes lors des essais de compression pour caractériser les constantes élastiques	180
Figure IV-A-3-5 : Orientation des échantillons dans le SCA et modules de cisaillement caractérisés	181
Figure IV-A-3-6 : Synthèse des neuf constantes ingénieurs traduisant le comportement mécanique du matériau caractérisé	181
Figure IV-A-3-7 : Modules de cisaillement déterminés grâce à la méthode losipescu	182
Figure IV-B-1-1 : Structure gyroïde.....	184
Figure IV-B-1-2 : Structure gyroïde imprimée sur la M200 plus, Zortrax.....	184

Figure IV-B-1-3 : Conditions aux limites de la simulation de compression d'une structure lattice	186
Figure IV-B-1-4 : A gauche, force de réaction pour un déplacement de 0,1mm en fonction de la taille moyenne des éléments ; à droite, maillage pour une taille d'éléments de 1mm pour la structure lattice	188
Figure IV-B-1-5 : Déplacement transverse mesuré pour un déplacement longitudinal de 0,1 mm.....	188
Figure IV-B-1-6 : Problématique géométrique induisant du flambement	189
Figure IV-B-2-1 : Influence de la modification du coefficient de frottement.....	191
Figure IV-B-2-2 : Champs de déformations maximales absolues, en haut pour l'os chargé à 350N et en bas pour le modèle en ABS pour différentes valeurs de chargement.....	192
Figure IV-B-2-3 : Moyenne de l'erreur relative des déformations maximums et minimums relevées au niveau des 8 jauges virtuelles	193
Figure IV-B-2-4 : Comparaison des valeurs de déformation calculées pour le modèle de référence et le modèle ABS sous 33,1N.....	194
Figure IV-B-2-5 : Comparaison du transfert d'effort entre le modèle de référence et le modèle en ABS.....	195
Figure IV-B-2-6 : Sélection d'une valeur intermédiaire pour le module de Young d'un matériau alternatif pour les essais sur modèle de radius en ABS.....	196
Figure IV-B-2-7 : Déformations principales maximales pour le cas de référence et les trois autres cas simulés	197
Figure IV-B-2-8 : Direction principale minimale au niveau de la section de la prothèse, cas "10 400 MPa"	198
Figure IV-B-2-9 : Comparaison des déformations au niveau des jauges virtuelles pour le modèle de référence avec prothèse et pour l'ensemble des cas simulés sur le modèle de substitution.....	199
Figure IV-B-2-10 : Variation des déformations des jauges virtuelles avant et après implantation de la prothèse pour le cas de référence et pour les 3 cas de référence	200
Figure IV-C-3-1 : Schéma cinématique du dispositif expérimental	201
Figure IV-C-3-2: Modèle 3D du dispositif expérimental et son schéma cinématique	202

Figure IV-C-3-3: Vue de détail des pièces permettant de reproduire les conditions aux limites du modèle numérique.....	203
Figure IV-C-3-4: Vue en coupe de l'épiphyse distale du radius sans et avec prothèse implantée.....	204
Figure IV-C-3-5: Tentative d'usinage d'un implant radial de prothèse de poignet (ReMotion).....	205
Figure IV-C-3-6 : De gauche à droite ; Préparation de la fabrication sur Z-suite, radius avec prothèse et radius sans prothèse	206
Figure IV-C-4-1: Déformation attendue dans sur la face palmaire.....	207
Figure IV-C-4-2: Trace du contact entre le radius et l'indenteur et comparaison au modèle éléments finis	207
Figure IV-C-4-3: Dispositif expérimental mis en place pour l'essai sur modèle prototypé sans prothèse	208
Figure IV-C-5-1: Courbes force/ temps acquise avec la cellule de force et le capteur FLexiforce.....	209
Figure IV-C-5-2: Rapport entre la force mesurée au contact avec le scaphoïde par la force mesurée au contact avec lunatum	209
Figure IV-C-5-3: champs des écarts entre le modèle de numérique et la géométrie expérimentale	210
Figure IV-C-5-4 : Comparaison du champ de déformation minimale avant et après implantation de la prothèse.....	211
Figure IV-C-5-5: Illustration de la problématique de la mesure de la déformation au niveau des jauges virtuelles.....	211

Bibliographie

- Akhbari, B., Moore, D.C., Laidlaw, D.H., Weiss, A.-P.C., Akelman, E., Wolfe, S.W., Crisco, J.J., 2019. Predicting Carpal Bone Kinematics Using an Expanded Digital Database of Wrist Carpal Bone Anatomy and Kinematics. *J Orthop Res* 37, 2661–2670. <https://doi.org/10.1002/jor.24435>
- Akhbari, B., Morton, A.M., Shah, K.N., Molino, J., Moore, D.C., Weiss, A.C., Wolfe, S.W., Crisco, J.J., 2020. Proximal-distal shift of the center of rotation in a total wrist arthroplasty is more than twice of the healthy wrist. *Journal Orthopaedic Research* 38, 1575–1586. <https://doi.org/10.1002/jor.24717>
- Akhbari, B., Morton, A.M., Shah, K.N., Molino, J., Moore, D.C., Weiss, A.-P.C., Wolfe, S.W., Crisco, J.J., 2021. In vivo articular contact pattern of a total wrist arthroplasty design. *Journal of Biomechanics* 121, 110420. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110420>
- Alaimo, G., Marconi, S., Costato, L., Auricchio, F., 2017. Influence of meso-structure and chemical composition on FDM 3D-printed parts. *Composites Part B: Engineering* 113, 371–380. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2017.01.019>
- Anderson, D.D., Deshpande, B.R., Daniel, T.E., Baratz, M.E., 2005a. A three-dimensional finite element model of the radiocarpal joint: distal radius fracture step-off and stress transfer. *Iowa Orthop J* 25, 108–117.
- Anderson, D.D., Deshpande, B.R., Daniel, T.E., Baratz, M.E., 2005b. A three-dimensional finite element model of the radiocarpal joint: distal radius fracture step-off and stress transfer. *Iowa Orthop J* 25, 108–117.
- Ashby, M., Cebon, D., Silva, A., 2007. Teaching engineering materials: the CES EduPack. Engineering Department, Cambridge University 1–13.
- Bajuri, M., Abdul Kadir, M.R., Amin, I.M., Öchsner, A., 2012a. Biomechanical analysis of rheumatoid arthritis of the wrist joint. *Proc Inst Mech Eng H* 226, 510–520. <https://doi.org/10.1177/0954411912445846>
- Bajuri, M., Abdul Kadir, M.R., Amin, I.M., Öchsner, A., 2012b. Biomechanical analysis of rheumatoid arthritis of the wrist joint. *Proc Inst Mech Eng H* 226, 510–520. <https://doi.org/10.1177/0954411912445846>

- Baldoni, J., Lionello, G., Zama, F., Cristofolini, L., 2016. Comparison of different filtering strategies to reduce noise in strain measurement with digital image correlation. *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design* 51, 416–430. <https://doi.org/10.1177/0309324716646690>
- Barlier, C., Bernard, A., 2020. *Fabrication additive: du prototypage rapide à l'impression 3D*, 2e éd. ed, Collection Technique & ingénierie. Dunod, Malakoff.
- Behrens, J.C., Walker, P.S., Shoji, H., 1974. Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee. *Journal of Biomechanics* 7, 201–207. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90010-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90010-4)
- Berber, O., Garagnani, L., Gidwani, S., 2018. Systematic Review of Total Wrist Arthroplasty and Arthrodesis in Wrist Arthritis. *Jnl Wrist Surg* 07, 424–440. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1646956>
- Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Kääh, M., Rohlmann, A., Westerhoff, P., 2007. In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively. *Journal of Biomechanics* 40, 2139–2149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.037>
- Berthe, 2022. ABSTRACTS 47th congress of the Society of Biomechanics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 25, S32. <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2116885>
- Boeckstyns, M.E.H., Herzberg, G., 2017. Current European Practice in Wrist Arthroplasty. *Hand Clin* 33, 521–528. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2017.04.004>
- Bournias-Varotsis, A., Han, X., Harris, R.A., Engstrøm, D.S., 2019. Ultrasonic additive manufacturing using feedstock with build-in circuitry for 3D metal embedded electronics. *Additive Manufacturing* 29, 100799. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.100799>
- Brimacombe, J.M., Wilson, D.R., Hodgson, A.J., Ho, K.C.T., Anglin, C., 2009. Effect of Calibration Method on Tekscan Sensor Accuracy. *Journal of Biomechanical Engineering* 131, 034503. <https://doi.org/10.1115/1.3005165>
- Bu, 2006.
- Bu, J., Patterson, R.M., Morris, R., Yang, J., Viegas, S.F., 2006. The Effect of Radial Shortening on Wrist Joint Mechanics in Cadaver Specimens With Inherent Differences

in Ulnar Variance. *The Journal of Hand Surgery* 31, 1594–1600.
<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2006.09.004>

Buj-Corral, I., Tejo-Otero, A., Fenollosa-Artés, F., 2021. Use of FDM Technology in Healthcare Applications: Recent Advances, in: Dave, H.K., Davim, J.P. (Eds.), *Fused Deposition Modeling Based 3D Printing, Materials Forming, Machining and Tribology*. Springer International Publishing, Cham, pp. 277–297. https://doi.org/10.1007/978-3-030-68024-4_15

Butel, J., Robb, J.E., Faure, C., Saragaglia, D., Merloz, P., 1988. [A hip prosthesis with a non-rigid femoral implant. The Butel iso-elastic prosthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 74, 349–356.

Cavaliere, C.M., Chung, K.C., 2008. A Systematic Review of Total Wrist Arthroplasty Compared with Total Wrist Arthrodesis for Rheumatoid Arthritis: Plastic and Reconstructive Surgery 122, 813–825.
<https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e318180ece3>

Cavillon, M., Lancry, M., Poumellec, B., Wang, Y., Canning, J., Cook, K., Hawkins, T., Dragic, P., Ballato, J., 2019. Overview of high temperature fibre Bragg gratings and potential improvement using highly doped aluminosilicate glass optical fibres. *J. Phys. Photonics* 1, 042001. <https://doi.org/10.1088/2515-7647/ab382f>

Completo, A., Pereira, J., Nascimento, A., Almeida, F., 2017a. Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis. *Journal of Biomechanics* 52, 169–175. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.011>

Completo, A., Pereira, J., Nascimento, A., Almeida, F., 2017b. Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis. *Journal of Biomechanics* 52, 169–175. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.011>

Cooney, W., Manuel, J., Froelich, J., Rizzo, M., 2012. Total Wrist Replacement: A Retrospective Comparative Study. *Jnl Wrist Surg* 01, 165–172.
<https://doi.org/10.1055/s-0032-1326728>

Cunat, P.-J., 2000. *Aciers inoxydables - Propriétés. Résistance à la corrosion. Étude et propriétés des métaux*. <https://doi.org/10.51257/a-v1-m4541>

DICGoodPracticesGuide, n.d.

- Doblaré, M., García, J.M., 2002. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biomechanics* 35, 1–17. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00178-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00178-6)
- Duo, Y., Costil, S., Pfeiffer, P., Serio, B., 2015. Embedding properties of optical fibers integrated into ceramic coatings obtained by wire flame thermal spray. *Smart Mater. Struct.* 24, 035027. <https://doi.org/10.1088/0964-1726/24/3/035027>
- Elizondo-Moreno, D., Correia, J.P.M., Bahlouli, N., Clavert, P., 2019. CHARACTERIZATION OF AN INTRAMEDULLARY NAIL FOR PROXIMAL HUMERUS FRACTURES WITH A VALIDATED IN SILICO MODEL.
- Erhart, S., Lutz, M., Arora, R., Schmoelz, W., 2012. Measurement of intraarticular wrist joint biomechanics with a force controlled system. *Medical Engineering & Physics* 34, 900–905. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.003>
- Eschweiler, J., Li, J., Quack, V., Rath, B., Baroncini, A., Hildebrand, F., Migliorini, F., 2022a. Total Wrist Arthroplasty—A Systematic Review of the Outcome, and an Introduction of FreeMove—An Approach to Improve TWA. *Life* 12, 411. <https://doi.org/10.3390/life12030411>
- Eschweiler, J., Praster, M., Quack, V., Michalik, R., Hildebrand, F., Rath, B., Migliorini, F., 2022b. Musculoskeletal Modeling of the Wrist via a Multi Body Simulation. *Life* 12, 581. <https://doi.org/10.3390/life12040581>
- Fischer, P., Sagerfors, M., Jakobsson, H., Pettersson, K., 2020. Total Wrist Arthroplasty: A 10-Year Follow-Up. *The Journal of Hand Surgery* 45, 780.e1-780.e10. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2020.02.006>
- Freddi, A., Olmi, G., Cristofolini, L., 2015. Experimental Stress Analysis for Materials and Structures: Stress Analysis Models for Developing Design Methodologies, Springer Series in Solid and Structural Mechanics. Springer International Publishing, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-06086-6>
- Froschauer, S.M., Holzbauer, M., Hager, D., Kwasny, O., Duscher, D., 2021. Proximal Row Carpectomy with Total Scapoidectomy vs. Conventional Carpal Resection for ReMotion Total Wrist Arthroplasty. *JCM* 10, 1865. <https://doi.org/10.3390/jcm10091865>

- Garner, E., Kolken, H.M.A., Wang, C.C.L., Zadpoor, A.A., Wu, J., 2019. Compatibility in microstructural optimization for additive manufacturing. *Additive Manufacturing* 26, 65–75. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.12.007>
- Gaspar, M.P., Kane, P.M., Shin, E.K., 2015. Management of Complications of Wrist Arthroplasty and Wrist Fusion. *Hand Clinics* 31, 277–292. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2015.01.004>
- Genda, E., Horii, E., 2000. Theoretical Stress Analysis in Wrist Joint – Neutral Position and Functional Position. *Journal of Hand Surgery* 25, 292–295. <https://doi.org/10.1054/jhsb.2000.0388>
- Gislason, M.K., Foster, E., Bransby-Zachary, M., Nash, D.H., 2017. Biomechanical analysis of the Universal 2 implant in total wrist arthroplasty: a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 1113–1121. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1336548>
- Gislason, M.K., Foster, E., Main, D., Fusiek, G., Niewczas, P., Bransby-Zachary, M., Nash, D.H., 2016. Mechanical testing and modelling of the Universal 2 implant. *Medical Engineering & Physics* 38, 511–517. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.02.008>
- Goldstein, S.A., 1987. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics* 20, 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
- Goulet, R.W., Goldstein, S.A., Ciarelli, M.J., Kuhn, J.L., Brown, M.B., Feldkamp, L.A., 1994. The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 27, 375–389. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90014-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90014-0)
- Groslund, N.M., Rogge, R.D., Adams, B.D., 2004. Influence of Articular Geometry on Prosthetic Wrist Stability. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 421, 134–142. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000126304.79828.2c>
- Guha, I., Zhang, X., Rajapakse, C.S., Chang, G., Saha, P.K., 2022. Finite element analysis of trabecular bone microstructure using CT imaging and continuum mechanical modeling. *Med Phys* 49, 3886–3899. <https://doi.org/10.1002/mp.15629>
- Gurralla, P.K., Regalla, S.P., 2014. FRICTION AND WEAR BEHAVIOR OF ABS POLYMER PARTS MADE BY FUSED DEPOSITION MODELING (FDM).

Habisreuther, T., Elsmann, T., Pan, Z., Graf, A., Willsch, R., Schmidt, M.A., 2015. Sapphire fiber Bragg gratings for high temperature and dynamic temperature diagnostics. *Applied Thermal Engineering* 91, 860–865. <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2015.08.096>

Hara, T., Horii, E., An, K.-N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., Chao, E.Y.S., 1992. Force distribution across wrist joint: Application of pressure-sensitive conductive rubber. *The Journal of Hand Surgery* 17, 339–347. [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90417-N](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90417-N)

Hassel, B.I., Berard, P., Modén, C.S., Berglund, L.A., 2009. The single cube apparatus for shear testing – Full-field strain data and finite element analysis of wood in transverse shear. *Composites Science and Technology* 69, 877–882. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2008.11.013>

Hassel, I., Berard, P., Komatsu, K., 2008. Development of wooden block shear wall – Improvement of stiffness by utilizing elements of densified wood. *hfs* 62, 584–590. <https://doi.org/10.1515/HF.2008.091>

Havermann, D., Mathew, J., MacPherson, W.N., Maier, R.R.J., Hand, D.P., 2015. Temperature and Strain Measurements With Fiber Bragg Gratings Embedded in Stainless Steel 316. *J. Lightwave Technol.* 33, 2474–2479.

Herzberg, G., Boeckstyns, M., Sorensen, A., Axelsson, P., Kroener, K., Liverneaux, P., Obert, L., Merser, S., 2012. “Remotion” Total Wrist Arthroplasty: Preliminary Results of a Prospective International Multicenter Study of 215 Cases. *Jnl Wrist Surg* 01, 017–022. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1323642>

Hooke, 2015.

Hooke, A., Pettersson, K., Sagerfors, M., An, K., Rizzo, M., 2015. An Anatomic and Kinematic Analysis of a New Total Wrist Arthroplasty Design. *Jnl Wrist Surg* 04, 121–127. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1549288>

Hossain, M.S., Gonzalez, J.A., Hernandez, R.M., Shuvo, M.A.I., Mireles, J., Choudhuri, A., Lin, Y., Wicker, R.B., 2016. Fabrication of smart parts using powder bed fusion additive manufacturing technology. *Additive Manufacturing* 10, 58–66. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.01.001>

Huang, J., Qin, Q., Wang, J., 2020. A Review of Stereolithography: Processes and Systems. *Processes* 8, 1138. <https://doi.org/10.3390/pr8091138>

- Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T.J., 1987. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics* 20, 1135–1150. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90030-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90030-3)
- Hunnewell, T.S., Walton, K.L., Sharma, S., Ghosh, T.K., Tompson, R.V., Viswanath, D.S., Loyalka, S.K., 2017. Total Hemispherical Emissivity of SS 316L with Simulated Very High Temperature Reactor Surface Conditions. *Nuclear Technology* 198, 293–305. <https://doi.org/10.1080/00295450.2017.1311120>
- Hyer, H.C., Sweeney, D.C., Petrie, C.M., 2022. Functional fiber-optic sensors embedded in stainless steel components using ultrasonic additive manufacturing for distributed temperature and strain measurements. *Additive Manufacturing* 52, 102681. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.102681>
- Ichihara, S., Hidalgo Díaz, J., Peterson, B., Facca, S., Bodin, F., Liverneaux, P., 2016. Distal Radius Isoelastic Resurfacing Prosthesis: A Preliminary Report. *Jnl Wrist Surg* 05, 168–168. <https://doi.org/10.1055/s-0036-1580725>
- Integra, Universal 2 Total Wrist Implant System, 2009.
- Johnson, J.E., McIlff, T.E., Lee, P., Toby, E.B., Fischer, K.J., 2014. Validation of radiocarpal joint contact models based on images from a clinical MRI scanner. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 378–387. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.684446>
- Jones, E., Iadicola, M., Bigger, R., Blaysat, B., Boo, C., Grewer, M., Hu, J., Jones, A., Klein, M., Lava, P., Pankow, M., Raghavan, K., Reu, P., Schmidt, T., Siebert, T., Simonsen, M., Trim, A., Turner, D., Vieira, A., Weikert, T., 2018. A Good Practices Guide for Digital Image Correlation. International Digital Image Correlation Society. <https://doi.org/10.32720/idics/gpg.ed1/print.format>
- Jung, I.D., Lee, M.S., Lee, J., Sung, H., Choe, J., Son, H.J., Yun, J., Kim, K., Kim, M., Lee, S.W., Yang, S., Moon, S.K., Kim, K.T., Yu, J.-H., 2020. Embedding sensors using selective laser melting for self-cognitive metal parts. *Additive Manufacturing* 33, 101151. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101151>
- Kapandji, I.A., 2005. *Physiologie articulaire: schémas commentés de mécanique humaine*, 6e éd. ed. Maloine, Paris.
- Khabia, S., Jain, K.K., 2020. Influence of change in layer thickness on mechanical properties of components 3D printed on Zortrax M 200 FDM printer with Z-ABS filament

material & Accucraft i250+ FDM printer with low cost ABS filament material. *Materials Today: Proceedings* 26, 1315–1322. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.02.268>

Kistler, U., Weiss, A.-P.C., Simmen, B.R., Herren, D.B., 2005. Long-Term Results of Silicone Wrist Arthroplasty in Patients With Rheumatoid Arthritis. *The Journal of Hand Surgery* 30, 1282–1287. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2005.07.009>

Kretschmer, F., Fansa, H., 2007. Die BIAx-Handgelenkprothese: Management und Erfahrungen bei 42 Patienten. *Handchir Mikrochir plast Chir* 39, 238–248. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964878>

Krukhaug, Y., Lie, S.A., Havelin, L.I., Furnes, O., Hove, L.M., 2011. Results of 189 wrist replacements. A report from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthopaedica* 82, 405–409. <https://doi.org/10.3109/17453674.2011.588858>

Ku, P., 2011. Morphological and topographical anatomy of nutrient foramina in the lower limb long bones and its clinical importance. *AMJ* 4, 530–537. <https://doi.org/10.4066/AMJ.2011.725>

Le Neindre, B., 1991. Constantes mécaniques - Coefficients d'élasticité. Caractérisation et propriétés de la matière. <https://doi.org/10.51257/a-v1-k486>

Lerner, A., Pouille, Q., Ladaci, A., Cotillard, R., Lomello, F., Aubry, P., Maskrot, H., Bouwmans, G., Laffont, G., 2022a. Selective Laser Melting In Situ Temperature Monitoring Using Femtosecond Point-by-Point Fiber Bragg Gratings, in: 27th International Conference on Optical Fiber Sensors. Presented at the Optical Fiber Sensors, Optica Publishing Group, Alexandria, Virginia, p. W4.8. <https://doi.org/10.1364/OFS.2022.W4.8>

Lerner, A., Pouille, Q., Ladaci, A., Cotillard, R., Lomello, F., Aubry, P., Maskrot, H., Bouwmans, G., Laffont, G., 2022b. Selective Laser Melting In Situ Temperature Monitoring Using Femtosecond Point-by-Point Fiber Bragg Gratings, in: 27th International Conference on Optical Fiber Sensors. Presented at the Optical Fiber Sensors, Optica Publishing Group, Alexandria, Virginia, p. W4.8. <https://doi.org/10.1364/OFS.2022.W4.8>

Lewis, O.J., Hamshere, R.J., Bucknill, T.M., 1970. The anatomy of the wrist joint. *J Anat* 106, 539–552.

Linn, F.C., 1967. Lubrication of animal joints. I. The arthrotripsometer. *J Bone Joint Surg Am* 49, 1079–1098.

- Lu, J., Lieurade, H.-P., 1998. Concentration de contraintes. Fonctions et composants mécaniques. <https://doi.org/10.51257/a-v1-bm5040>
- Majima, M., Horii, E., Matsuki, H., Hirata, H., Genda, E., 2008. Load Transmission Through the Wrist in the Extended Position. *The Journal of Hand Surgery* 33, 182–188. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.10.018>
- Markolf, K.L., Lamey, D., Yang, S., Meals, R., Hotchkiss, R., 1998a. Radioulnar Load-Sharing in the Forearm. A Study in Cadavera*: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 80, 879–88. <https://doi.org/10.2106/00004623-199806000-00012>
- Markolf, K.L., Lamey, D., Yang, S., Meals, R., Hotchkiss, R., 1998b. Radioulnar Load-Sharing in the Forearm. A Study in Cadavera*: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 80, 879–88. <https://doi.org/10.2106/00004623-199806000-00012>
- Martins, A., Lazarus, P., Facca, S., Gouzou, S., Meyer, N., Liverneaux, P., 2020. Isoelastic resurfacing prosthesis for distal radius fractures: Outcomes in 24 cases with at least 2 years' follow-up. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 106, 1613–1618. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.07.005>
- Melby, J., 2022. *Skeletal Tissue Histology*.
- Meuli, H.C., 1997. Total Wrist Arthroplasty; Experience With a Noncemented Wrist Prosthesis: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 342, 77–83. <https://doi.org/10.1097/00003086-199709000-00013>
- Mirakhorlo, M., Visser, J.M.A., Goislar De Monsabert, B.A.A.X., Van Der Helm, F.C.T., Maas, H., Veeger, H.E.J., 2016. Anatomical parameters for musculoskeletal modeling of the hand and wrist. *International Biomechanics* 3, 40–49. <https://doi.org/10.1080/23335432.2016.1191373>
- Mirzaali, M.J., Schwiedrzik, J.J., Thaiwichai, S., Best, J.P., Michler, J., Zysset, P.K., Wolfram, U., 2016. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone* 93, 196–211. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.11.018>
- Mitsumashi, N., Fujieda, K., Tamura, T., Kawamoto, S., Takagi, T., Okubo, K., 2009. BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts. *Nucleic Acids Research* 37, D782–D785. <https://doi.org/10.1093/nar/gkn613>

- Mizera, A., Bednarik, M., Mizera, M., Tomanova, K., Mohorko, M., 2018. Tensile impact behaviour of 3D printed parts on FFF/FDM printer Zortrax M200. MATEC Web Conf. 210, 04049. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201821004049>
- Molitch-Hou, M., 2018. Overview of additive manufacturing process, in: Additive Manufacturing. Elsevier, pp. 1–38. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812155-9.00001-3>
- Freneaux, O., Poulet, J.B., Lepre, O., Montavon, G., 1995. Coaxial Nozzle for Surface Treatment by Laser Irradiation, with Supply of Materials in Powder Form, vol. 350. European Patent No. 0574580, US Patent No. 5418.
- Moore, D.C., Crisco, J.J., Trafton, T.G., Leventhal, E.L., 2007. A digital database of wrist bone anatomy and carpal kinematics. Journal of Biomechanics 40, 2537–2542. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.041>
- Neil Dong, X., Edward Guo, X., 2004a. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. Journal of Biomechanics 37, 1281–1287. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.011>
- Neil Dong, X., Edward Guo, X., 2004b. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. Journal of Biomechanics 37, 1281–1287. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.011>
- Ogunro, S., Ahmed, I., Tan, V., 2013. Current Indications and Outcomes of Total Wrist Arthroplasty. Orthopedic Clinics of North America 44, 371–379. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2013.03.008>
- Padmore, C.E., Chan, A.H.W., Langohr, G.D.G., Johnson, J.A., Suh, N., 2021. The Effect of Forearm Position on Wrist Joint Biomechanics. The Journal of Hand Surgery 46, 425.e1-425.e10. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2020.10.017>
- Palanca, M., Tozzi, G., Cristofolini, L., 2016. The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review. International Biomechanics 3, 1–21. <https://doi.org/10.1080/23335432.2015.1117395>
- Part B National Summary Data File: Department of Health and Human Services, Centers for Medicare and Medicaid Services, n.d.
- Popescu, D., Zapciu, A., Amza, C., Baci, F., Marinescu, R., 2018. FDM process parameters influence over the mechanical properties of polymer specimens: A review. Polymer Testing 69, 157–166. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2018.05.020>

- Rae, P.J., Brown, E.N., 2005. The properties of poly(tetrafluoroethylene) (PTFE) in tension. *Polymer* 46, 8128–8140. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2005.06.120>
- Rankin, K., Browne, M., Dickinson, A., 2017. Digital Image Correlation for Strain Analysis of Whole Bones and Implants, in: *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics*. Elsevier, pp. 65–83. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803802-4.00005-6>
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* 8, 393–405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Reu, P.L., Sweatt, W., Miller, T., Fleming, D., 2015. Camera System Resolution and its Influence on Digital Image Correlation. *Exp Mech* 55, 9–25. <https://doi.org/10.1007/s11340-014-9886-y>
- Rismalia, M., Hidajat, S.C., Permana, I.G.R., Hadisujoto, B., Muslimin, M., Triawan, F., 2019. Infill pattern and density effects on the tensile properties of 3D printed PLA material. *J. Phys.: Conf. Ser.* 1402, 044041. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1402/4/044041>
- Ruff, C., Holt, B., Trinkaus, E., 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129, 484–498. <https://doi.org/10.1002/ajpa.20371>
- Ryu, J., Cooney, W.P., Askew, L.J., An, K.-N., Chao, E.Y.S., 1991a. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery* 16, 409–419. [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(91\)90006-W](https://doi.org/10.1016/0363-5023(91)90006-W)
- Ryu, J., Cooney, W.P., Askew, L.J., An, K.-N., Chao, E.Y.S., 1991b. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery* 16, 409–419. [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(91\)90006-W](https://doi.org/10.1016/0363-5023(91)90006-W)
- Sagerfors, M., Gupta, A., Brus, O., Pettersson, K., 2015. Total Wrist Arthroplasty: A Single-Center Study of 219 Cases With 5-Year Follow-up. *The Journal of Hand Surgery* 40, 2380–2387. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2015.09.016>
- Saheb, N., Mekid, S., 2015. Fiber-Embedded Metallic Materials: From Sensing towards Nervous Behavior. *Materials* 8, 7938–7961. <https://doi.org/10.3390/ma8115435>

- Salazar Botero, S., Igeta, Y., Facca, S., Pizza, C., Hidalgo Diaz, J.J., Liverneaux, P.A., 2018. Surgical technique: about a new total and isoelastic wrist implant (Prosthelast®). *Eur J Orthop Surg Traumatol* 28, 1525–1530. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2271-2>
- Saleh Alghamdi, S., John, S., Roy Choudhury, N., Dutta, N.K., 2021. Additive Manufacturing of Polymer Materials: Progress, Promise and Challenges. *Polymers* 13, 753. <https://doi.org/10.3390/polym13050753>
- SARRAFIAN, S.K., MELAMED, J.L., GOSHGARIAN, G.M., 1977. Study of wrist motion in flexion and extension. *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 153–159.
- Sawbones, 2020. biomechanical Products Catalog.
- Schreier, H., Orteu, J.-J., Sutton, M.A., 2009. Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements: Basic Concepts, Theory and Applications. Springer US, Boston, MA. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-78747-3>
- Schuind, F., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., An, K.N., Chao, E.Y.S., 1995. Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane. *Journal of Biomechanics* 28, 587–601. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00093-J](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00093-J)
- Serres, N., Tidu, D., Sankare, S., Hlawka, F., 2011. Environmental comparison of MESO-CLAD® process and conventional machining implementing life cycle assessment. *Journal of Cleaner Production* 19, 1117–1124. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2010.12.010>
- Silman, A.J., Pearson, J.E., 2002. Epidemiology and genetics of rheumatoid arthritis. *Arthritis Res* 4 Suppl 3, S265-272. <https://doi.org/10.1186/ar578>
- Sobky, K., Baldini, T., Thomas, K., Bach, J., Williams, A., Wolf, J.M., 2008. Biomechanical Comparison of Different Volar Fracture Fixation Plates for Distal Radius Fractures. *Hand (New York, N.Y.)* 3, 96–101. <https://doi.org/10.1007/s11552-007-9074-y>
- Sundfeldt, M., V Carlsson, L., B Johansson, C., Thomsen, P., Gretzer, C., 2006. Aseptic loosening, not only a question of wear: A review of different theories. *Acta Orthopaedica* 77, 177–197. <https://doi.org/10.1080/17453670610045902>

- Suojärvi, N., Tampio, J., Lindfors, N., Waris, E., 2021. COMPUTER-AIDED 3D analysis of anatomy and radiographic parameters of the distal radius. *Clinical Anatomy* 34, 574–580. <https://doi.org/10.1002/ca.23615>
- Surgeons, A.A. of O., 1965. *Joint Motion: Method of Measuring and Recording*. Churchill Livingstone.
- Szost, B.A., Terzi, S., Martina, F., Boisselier, D., Prytuliak, A., Pirling, T., Hofmann, M., Jarvis, D.J., 2016. A comparative study of additive manufacturing techniques: Residual stress and microstructural analysis of CLAD and WAAM printed Ti–6Al–4V components. *Materials & Design* 89, 559–567. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2015.09.115>
- T. Grandal, S. Fraga, J.A. Vazquez, A. Zornoza, 2016. Technique for embedding fiber optics in metallic structures for smart material applications. Presented at the 8th European Workshop on Structural Health Monitoring (EWSHM 2016), Bilbao, Spain.
- Tang, J.B., Chen, Y.R., 2012. In Vivo Changes in Contact Regions of the Radiocarpal Joint During Wrist Hyperextension. *The Journal of Hand Surgery* 37, 2257–2262. <https://doi.org/10.1016/j.jhssa.2012.08.030>
- Troy, 2013.
- Troy, K.L., Edwards, W.B., Bhatia, V.A., Bareither, M.L., 2013. In vivo loading model to examine bone adaptation in humans: A pilot study. *Journal Orthopaedic Research* 31, 1406–1413. <https://doi.org/10.1002/jor.22388>
- Tubiana, R., Gilbert, A., Leclercq, C., Malek, R. (Eds.), 2008. *Restoration of Function in Upper Limb Paralysis and Muscular Defects*, 0 ed. CRC Press. <https://doi.org/10.3109/9780203091791>
- Turner, D., 2017. An overview of the stereo correlation and triangulation formulations used in DICe. (No. SAND--2017-1875R, 1367484, 654100). <https://doi.org/10.2172/1367484>
- Turner, D.Z., 2018. An Overview of the Virtual Strain Gauge Formulation in DICe (No. SAND--2018-5463R, 1528762). <https://doi.org/10.2172/1528762>
- Vicar, A.J., Burton, R.I., 1986. Surgical management of the rheumatoid wrist—Fusion or arthroplasty. *The Journal of Hand Surgery* 11, 790–797. [https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(86\)80224-6](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(86)80224-6)

- Ward, C.M., Kuhl, T., Adams, B.D., 2011. Five to Ten-Year Outcomes of the Universal Total Wrist Arthroplasty in Patients with Rheumatoid Arthritis: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume 93, 914–919. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01614>
- Willis, A.A., Kutsumi, K., Zobitz, M.E., Cooney, W.P., 2006. Internal Fixation of Dorsally Displaced Fractures of the Distal Part of the Radius: A Biomechanical Analysis of Volar Plate Fracture Stability. The Journal of Bone & Joint Surgery 88, 2411–2417. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.00946>
- Wilson, D.C., Niosi, C.A., Zhu, Q.A., Oxland, T.R., Wilson, D.R., 2006. Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. Journal of Biomechanics 39, 348–353. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.011>
- Wudy, K., Drummer, D., Drexler, M., 2014. Characterization of polymer materials and powders for selective laser melting. Presented at the PROCEEDINGS OF PPS-29: The 29th International Conference of the Polymer Processing Society - Conference Papers, Nuremberg, Germany, pp. 702–707. <https://doi.org/10.1063/1.4873875>
- Yi, D., Serio, B., Lecler, S., Pfeiffer, P., Costil, S., 2016. Heat Flux Estimation of a Flame Thermal Spray Process Using a Thermally Thin Composite Calorimeter. J Therm Spray Tech 25, 1650–1656. <https://doi.org/10.1007/s11666-016-0461-1>
- Young, W.C., Budynas, R.G., 2002. Roark's formulas for stress and strain, 7th ed. ed. McGraw-Hill, New York.
- Zijlker, H.J.A., Ritt, M.J.P.F., IJsselstein, C.B., 2019. Long-Term Results of Universal 2 Total Wrist Arthroplasty. Jnl Wrist Surg 08, 317–320. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1685469>

Résumé

Lorsqu'une personne souffre de pathologies dégénératives, inflammatoires, etc ..., elle peut ressentir des douleurs importantes et perdre en mobilité. Si ces symptômes deviennent trop gênants, une intervention chirurgicale peut être envisagée. L'arthrodèse, immobilisant le poignet, est courante mais réduit aussi la mobilité. L'arthroplastie, partielle ou totale, remplace les surfaces articulaires par des implants, préservant la mobilité mais avec un risque de descellement à moyen terme.

Cette étude se concentre sur un nouveau design de prothèse radiale, la prothèse iso-élastique, qui améliorerait la répartition des forces et réduirait le risque de descellement. Ce design comprend une extrémité distale compacte et une longue tige pour une meilleure fixation primaire. Les résultats cliniques initiaux sont prometteurs, mais le nombre de cas étudiés reste limité. L'étude propose des méthodes expérimentales et numériques pour évaluer l'efficacité de cette prothèse.

Le manuscrit se divise en quatre chapitres : une revue bibliographique, le développement d'un modèle numérique pour simuler les chargements physiologiques, le développement et la caractérisation d'une instrumentation pour des mesures locales, et un protocole expérimental sur un modèle de radius synthétique.

Mots clés :

Arthroplastie, étude biomécanique, modélisation numérique, caractérisation mécanique

Abstract

When a person suffers from degenerative, inflammatory, etc..., conditions of the wrist, they may experience significant pain and loss of mobility. If these symptoms become too bothersome, surgical intervention may be considered. Arthrodesis, which immobilizes the wrist, is common but also reduces mobility. Partial or total arthroplasty replaces the joint surfaces with implants, preserving mobility but with a risk of loosening in the mid term.

This study focuses on a new radial implant design, the iso-elastic prosthesis, which aims to improve force distribution and reduce the risk of loosening. This design features a compact distal end and a long shaft for better primary fixation. Initial clinical results are promising, but the number of cases studied remains limited. The study proposes experimental and numerical methods to evaluate the effectiveness of this prosthesis.

The manuscript is divided into four chapters: a literature review, the development of a numerical model to simulate physiological loads, the development and characterization of instrumentation for local measurements, and an experimental protocol on a synthetic radius model.

Keywords :

Arthroplasty, biomechanical study, numerical modeling, mechanical characterization