

ENSMP 1ère année, Mécanique des matériaux solides Etude mécanique du disque intervertébral et d'implants en hydrogel synthétique.

1 Introduction du sujet et des outils

Présentation

Les disques intervertébraux (DIV) sont des systèmes de tissus fibreux et cartilagineux qui séparent chacune des vertèbres et assurent la souplesse et l'amortissement de la colonne vertébrale. De nombreux troubles extrêmement handicapant proviennent d'une dégénérescence ou d'un endommagement de ces tissus. Avec ce miniprojet, vous explorerez par des modèles analytiques et des expériences simples le comportement mécanique original du DIV et étudierez comment des matériaux hydrogels synthétiques peuvent être envisagés pour la conception d'implants de remplacement du DIV endommagé.

Objectifs

Ce travail abordera plusieurs aspects de la mécanique des milieux solides. Les grandes notions relatives au cours sont :

- La modélisation du comportement mécanique solide aux grandes déformations.
- L'hyperélasticité.
- Le comportement en compression et les effets de structure.

En parallèle de ce travail théorique, vous caractériserez expérimentalement le comportement en compression d'un hydrogel actuellement développé pour le remplacement des tissus cartilagineux. Vous vous intéresserez à l'effet des conditions d'essai sur la réponse mécanique de ce matériau et étudierez comment vos mesures peuvent être décrites par les modèles théoriques. Vous chercherez également à reconstruire une structure approchant de la structure réelle du DIV pour capturer les effets de structure régissant son comportement en compression.

Matériel, logiciels, et documents

Pour la partie analytique, vous vous appuyerez largement sur vos cours de MMC et MMS. Pour aller plus en avant dans la compréhension de la physique de ces systèmes et plus particulièrement de l'élasticité caoutchoutique, plusieurs

références en fin de document pourront être utiles et biensûr des discussions avec l'équipe encadrante. N'hésitez biensûr pas à effectuer votre propre recherche bibliographique pour approfondir votre compréhension et connaissance de ces systèmes.

Pour la partie expérimentale, les essais seront effectués sur la machine d'essais mécanique équipée des plateaux de compression. Les matériaux hydrogel vous seront fournis au début du projet. L'analyse et l'interprétation des mesures se fera sur des logiciels type tableur de votre préférence.

2 Description du projet

2.1 Remplacement du disque intervertébral

Disque intervertébral : fonction

Le disque intervertébral (DIV) est un composant fibreux et cartilagineux des articulations qui gouvernent le mouvement, la souplesse de la colonne vertébrale ainsi que sa capacité à soutenir la masse corporelle (cf. Fig.1). Il en existe 23 séparant chacune des vertèbres de la colonne. Au cours de la vie, ces disques sont soumis de façon répétée à diverses sollicitations mécaniques pouvant conduire à son usure et à sa déchirure et par là-même à de multiples troubles souvent douloureux et handicapants. Ces troubles sont des pathologies encore mal comprises qui se caractérisent par des phénomènes tels que la rupture interne du disque, sa déchirure ou encore la hernie discale.

Comme la plupart des tissus cartilagineux, le DIV est peu vascularisé et sa capacité à cicatrifier est quasi-nulle. Les sollicitations mécaniques appliquées au DIV sont extrêmes. Les chargements dû au poids du corps, à l'activité musculaire, à la flexibilité de la colonne génèrent des mises en pression, compression, traction et cisaillement de grande amplitude. Pour cette raison, les traitements envisagés pour soigner les pathologies du DIV doivent faire face à des obstacles importants d'ordre biologique et mécanique.

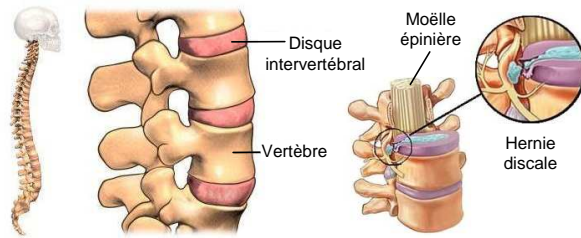


FIGURE 1 – Représentations schématiques de l'anatomie de la colonne vertébrale (gauche) et de la protrusion du DIV lors d'une hernie discale (droite).

La colonne vertébrale (rachis) se divise en quatre segments, de haut en bas : le rachis cervical formé de 7 vertèbres ; le rachis thoracique (ou dorsal) formé de 12 vertèbres sur lesquelles s'appuient les côtes ; le rachis lombaire, formé de 5 vertèbres ; le segment sacro-coccygien constitué du sacrum et du coccyx formé de vertèbres soudées (5 vertèbres pour le sacrum, et 4 ou 5 vertèbres pour le coccyx). Elle s'articule en haut avec le crâne et en bas avec le bassin. L'épaisseur des DIV varie entre 3mm (premiers disques thoraciques), 5 à 6mm (disques cervicaux) et 10 à 15mm (disques lombaires). Les dimensions moyennes de la surface d'un disque sont données dans la figure 2.

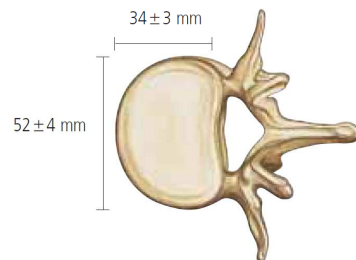


FIGURE 2 – Dimensions moyennes d'une vertèbre.

Lors de sa compression, le DIV ne glisse pas ou peu au niveau de ses faces supérieure et inférieure. Ces conditions aux limites génèrent l'effet "tonneau" où les bords du disque se bombent comme illustré sur la figure 3a. Il n'existe pas de solution analytique simple à ce problème mécanique. L'état de déformation et de contrainte peut être borné par les deux situations extrêmes de compression uniaxiale avec glissement parfait (Fig.3b) et de compression œdométrique avec déplacement radial nul (Fig.3c).

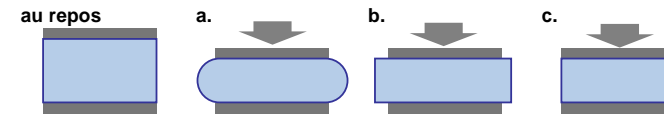


FIGURE 3 – Différents états de compression (a) sans glissement aux parois, (b) avec glissement parfait et (c) avec déplacement radial nul (cas œdométrique).

Disque intervertébral : structure et pathologies

Chaque disque sépare deux vertèbres consécutives. Il est constitué d'un anneau de cartilage fibreux (*annulus fibrosus*) avec en son centre un noyau gélatineux (*nucleus pulposus*) (cf. Fig.4). Les faces supérieure et inférieure du disque sont recouvertes de plateaux cartilagineux qui permettent un contact mécanique intime et des échanges biophysiques entre les os vascularisés des vertèbres et le DIV.

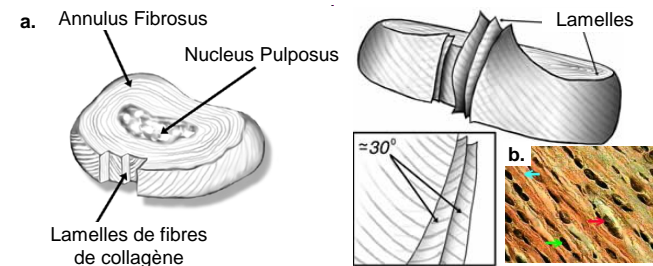


FIGURE 4 – Structure du disque intervertébrale (a) représentation schématique (b) image en microscopie optique d'une lamelle orientée de l'annulus fibrosus formée de fibres de collagènes (flèche bleue) et de cellules chondrocytes (flèche rouge) et fibroblastes (flèche verte).

L'*annulus fibrosus*, partie annulaire extérieure du DIV, est une structure fibreuse fortement organisée et formée par des lamelles très orientées autour du disque. Cette structure fibreuse anisotrope permet une bonne résistance aux efforts de traction qui s'appliquent lorsque le disque est comprimé et enflé radialement (cf. Fig.5a).

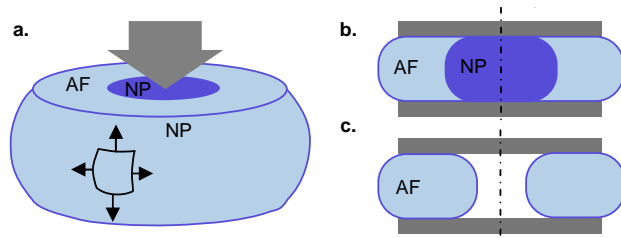


FIGURE 5 – Déformation d'un disque intervertébral soumis à compression.

Le *nucleus pulposus*, partie centrale du DIV, est essentiellement formé d'un réseau peu orienté et fortement hydraté de fibres de collagène (teneur en eau : 80% poids). Il est soumis à des compressions importantes. La compression de l'articulation et des effets osmotiques associés à la présence d'ions causent la mise sous pression du fluide à des niveaux supérieurs à 0.5-1MPa.

L'endommagement du DIV correspond souvent à un écoulement du *nucleus pulposus* hors du disque, ce qui entraîne une chute de la pression interne et change fortement la nature des déplacements appliqués à l'*annulus fibrosus*. En particulier, en l'absence de pression interne, l'*annulus* n'est plus soumis seulement aux déplacements en traction auxquels il résiste le mieux (cf. Fig.5b-c).

Hydrogels

La plupart des troubles du DIV sont attribués à des changements du *nucleus pulposus*. Pour cette raison, les stratégies cliniques se concentrent essentiellement sur la réparation ou le remplacement du *nucleus* lorsque celui-ci est défectueux. Une des stratégies explorées utilise des hydrogels qui sont des matériaux polymères synthétiques hydrophiles pouvant gonfler en présence d'eau d'une manière semblable au réseau de fibres de collagènes du *nucleus pulposus*. L'implant ayant l'historique clinique le plus long aujourd'hui se présente sous la forme d'un hydrogel encapsulé dans une pochette en fibres de polyéthylène (cf. Fig.6a).

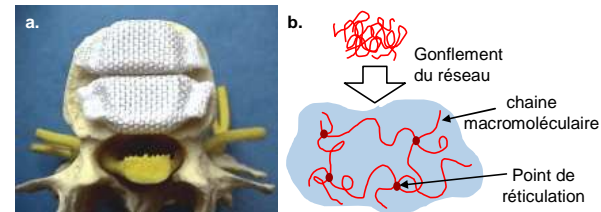


FIGURE 6 – (a) Implants de remplacement du *nucleus pulposus* (b) Représentation schématique de la structure moléculaire d'un gel gonflé par un solvant.

Les gels polymères sont des matériaux constitués de longues chaînes moléculaires attachées entre elles et formant un réseau gonflé par un solvant de petites molécules (cf. Fig.6b). Dans le cas des hydrogels, les macromolécules sont hydrophiles et le réseau peut donc être gonflé par l'eau et absorber jusqu'à plus de 100 fois leur poids. Ces matériaux sont particulièrement intéressants pour le remplacement de tissus vivants eux-mêmes constitués de réseaux fortement hydratés.

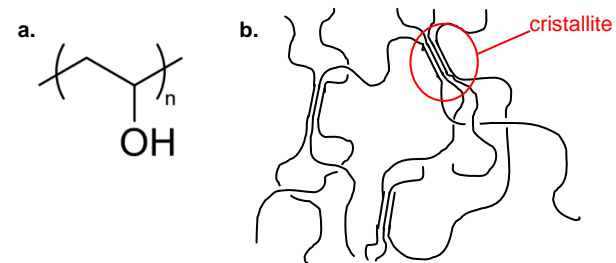


FIGURE 7 – (a) Formule du polyalcool vinylique (PVA). (b) Réseau physique de PVA pouvant gonfler pour former un hydrogel.

Le matériau de l'étude est un hydrogel de polyalcool vinylique (PVA) (cf. Fig.7a) : c'est un réseau de chaînes de PVA gonflé par de l'eau. La nature hydrophile de ce polymère provient de la polarité des groupements alcool le long de la chaîne. Dans les conditions de préparation adaptées, les macromolécules de PVA en solution dans l'eau s'autoassemblent pour former un réseau dont les noeuds sont constitués de petits cristaux (cf. Fig.7b). Dans le cas présent, les échantillons sont déjà hydratés et se présentent sous la forme de pastilles cylindriques. Le PVA est généralement biocompatible et est actuellement très

étudié pour la conception d'implants. Par exemple, on le retrouve dans les lentilles de contact, la fabrication de cartilages artificiels (dont les implants pour le remplacement du DIV). La consommation mondiale annuelle en PVA est de l'ordre d'un million de tonnes. Les principaux fabricants aujourd'hui sont le Japon et la Chine.

Elasticité caoutchoutique et Modélisation hyperélastique

Pour votre information, voici ci-dessous une description très condensée de l'approche théorique permettant de décrire l'origine de l'élasticité caoutchoutique et sa modélisation mécanique. L'élasticité des tissus vivants et des hydrogels est commune aux matériaux macromoléculaires en général tels que les élastomères comme le caoutchouc naturel par exemple. L'origine physique de cette élasticité réside dans la tendance à maximiser son entropie et est donc très différente de l'élasticité "enthalpique" provenant des interactions entre atomes dans un réseau cristallin par exemple. La description de l'origine de l'élasticité caoutchoutique peut être faite de la façon suivante :

1. Conformation statistique d'une chaîne idéale et en particulier statistique gaussienne du vecteur entre extrémités.
2. Entropie d'une chaîne ayant une elongation donnée.
3. Energie libre de cette chaîne et la force qui en dérive.
4. Description d'un réseau fait de chaînes idéales dont les configurations obéissent à une statistique gaussienne.
5. Variation de l'entropie d'une chaîne dans un volume élémentaire soumis à une déformation $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$.
6. Variation de l'entropie et de l'énergie libre de l'ensemble du volume élémentaire.
7. Dérivation du tenseur des contraintes.

Pour la modélisation du comportement mécanique, l'élasticité des réseaux macromoléculaires présentent trois particularités importantes :

1. Les niveaux de déformation élastique sont généralement de grande amplitude. Typiquement, un élastomère peut subir des déformations de plus de 100% et retrouver quasi-parfaitement sa forme initiale.
2. Comme pour un ressort, les contraintes générées par l'élasticité caoutchoutique sont définies par rapport à la position initiale.

3. La relation contrainte-déformation dérive directement de l'énergie libre du système et plus particulièrement de son entropie.

Les aspects (1) et (2) indiquent que les approximations faites dans le formalisme en petite déformation ne sont généralement pas vérifiées. Il est donc nécessaire de se placer dans le cadre plus général des "grandes" déformations.

La particularité (3) suggère par ailleurs que les élastomères et les gels peuvent être modélisés par une loi de comportement *hyperélastique*. En effet, les mécanismes d'élasticité caoutchoutique suggèrent que la contrainte dérive de l'énergie libre de la façon suivante :

$$\Pi = \rho \frac{\partial \psi(\mathbf{E}, T)}{\partial \mathbf{E}}$$

où Π est le tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff II, \mathbf{E} est le tenseur de déformation de Green-Lagrange, T la température, ρ la densité et ψ la densité d'énergie libre.

En première approximation, il est raisonnable de considérer le matériau comme isotrope. Dans ce cas, le théorème de Rivlin et Ericksen (cf. cours MMC) indique que l'énergie libre peut s'exprimer comme une fonction des invariants principaux I_1, I_2 et I_3 du tenseur des déformations \mathbf{E} .

Plusieurs modèles hyperélastiques existent pour modéliser le comportement des réseaux macromoléculaires. Un des modèles les plus simples d'hyperélasticité est le modèle de Mooney-Rivlin (MR) proposé par Mooney et Rivlin en 1952 pour un matériau hyperélastique et incompressible. Dans ce modèle, la densité d'énergie libre s'exprime comme une fonction linéaire des invariants :

$$\psi(\mathbf{E}, T) = C_1(T)(I_1 - 3) + C_2(T)(I_2 - 3)$$

où C_1 et C_2 sont des paramètres matériau déterminés empiriquement.

3 Programme détaillé

Modélisation analytique de la compression du DIV

Vous vous intéresserez ici aux effets de structure et au comportement mécanique du DIV en mettant en place des modèles analytiques simples qui serviront également à interpréter vos essais expérimentaux.

Q1 Avec des approximations simples, estimez l'ordre de grandeur de la force de compression appliquée à un disque lombaire et cervical pour un individu au repos en position debout.

Q2 Des mesures sur patients rapportées dans la littérature donnent des valeurs de pressions supérieures à 1MPa pour des positions debouts ou en effort. Comparez ces mesures à vos estimations. Commentez et expliquez les éventuelles différences.

Considérez d'abord le *nucleus pulposus*. Vous supposerez qu'il a la forme d'un cylindre constitué d'un matériau homogène élastique isotrope compressible.

Q3 Calculez les champs de contrainte et de déformation en petite déformation pour un DIV soumis à une contrainte de compression donnée σ_0 pour les deux cas extrêmes : glissement parfait et compression œdométrique.

Q4 En particulier, comparez les courbes contrainte de compression en fonction de la déformation λ le long de l'axe de compression dans ces deux cas (Compression selon l'axe z). En particulier, vous examinerez l'effet de la compressibilité caractérisée par le coefficient de Poisson (ν). Suggestions de valeurs : plage de contrainte représentative de la compression d'un DIV, module d'Young du *nucleus pulposus* $E = 0.1\text{MPa}$, coefficient de Poisson $\nu = 0.45 - 0.5$.

Modélisez maintenant l'ensemble de la structure du DIV : *nucleus pulposus* et *annulus fibrosus*. Pour cela, vous pourrez considérer que le DIV est formé de d'un cylindre central (*nucleus pulposus*) entouré d'un tube élastique (*annulus fibrosus*) comme illustré sur Fig.8. Vous ferez les hypothèses suivantes :

1. Le *nucleus pulposus* a un comportement élastique linéaire.
2. On négligera l'épaisseur de l'*annulus fibrosus* et l'approximera à une coque élastique linéaire de raideur K .
3. Les glissements sont sans frottement sur chacune des faces inférieures et supérieures.

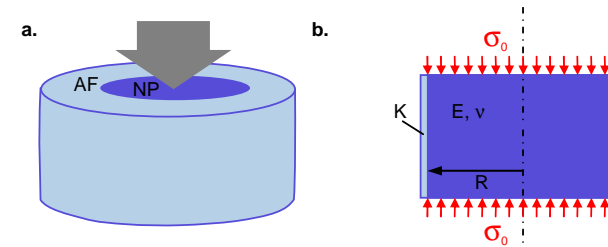


FIGURE 8 – (a) Modèle simplifié de structure de DIV. (b) Modèle de chargement en compression.

Q5 En restant dans le cadre petite déformation, calculez les champs de déplacement, déformation et contrainte lorsque les faces du *nucleus pulposus* de ce modèle de DIV sont soumises à une contrainte de compression σ_0 . Regardez en particulier comment ces champs dépendent de la raideur K de l'*annulus fibrosus*. Vérifiez que vous retrouvez bien les conditions extrêmes pour $K = 0$ et $K = \infty$

Q6 Comparez la réponse contrainte - déformation de votre structure à celle du *nucleus pulposus* sans l'*annulus fibrosus*. Suggestions de valeurs pour le comportement du DIV : *nucleus pulposus* module d'Young $E = 0.1\text{MPa}$, *annulus fibrosus* module d'Young $E = 10\text{MPa}$.

Caractérisation expérimentale du comportement en compression d'hydrogels.

Pour caractériser les hydrogels en compression, vous disposez d'une machine INSTRON[®] 3300. Un dispositif simple utilisant des mors de compression comme illustré par le schéma de la figure 9. Une durée d'essai de l'ordre de 5-10min est bien plus courte que le temps caractéristique de séchage de l'hydrogel et permet donc de travailler dans l'air.

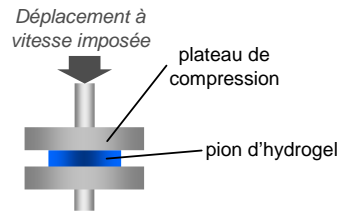



FIGURE 9 – Schéma de principe d'un essai de compression sur hydrogel.

 **La manipulation d'une machine de traction implique des risques pour vous et pour ceux qui vous entourent. Respectez les consignes de sécurité et ne manipulez jamais en l'absence du personnel encadrant.**

La réalisation des essais comportera les étapes suivantes :

- Créer le programme qui servira à réaliser les essais de compression à l'aide du logiciel BlueHill®.
- Implémenter les limites des canaux *déplacement de la traverse* et *charge*, ainsi que la limite mécanique pour protéger l'échantillon et la cellule de force.
- Tarer la charge.
- Définir la position zéro de la traverse au point de contact entre les deux plateaux de compression.
- Mesurer l'épaisseur de l'échantillon.
- Ecarter les plateaux et positionner l'échantillon.
- Réaliser l'essai de compression.
- Démontez le dispositif en fin d'essai.

Dans une première série d'essais, vous caractériserez le comportement en compression de plots d'hydrogel.

- Q7* Décrivez brièvement par des schémas le montage de l'essai, la nature et position des capteurs.
- Q8* Réalisez des cycles de compression à 30% de déformation nominale et à une vitesse de 0.2mm/s.
- Q9* Observez comment l'échantillon se déforme. Que pouvez vous suggérer sur les conditions de glissement à la paroi ?

Q10 Pour chaque essai, tracez la force en fonction du déplacement et la contrainte nominale en fonction du taux de compression.

Q11 Décrivez et commentez la forme de la réponse mécanique. Vérifiez vous l'élasticité du comportement ? Est-elle linéaire ?

Q12 A ce niveau de déformation, pouvez vous modéliser l'essai avec un formalisme petite déformation ? (Pour cela, vous pourrez comparer les prédictions théoriques en compression uniaxiale pour un comportement élastique linéaire petite déformation et un comportement élastique en grande déformation de type NéoHooke.)

Q13 Comparez et fitez vos résultats expérimentaux avec un comportement de Mooney-Rivlin.

Dans une seconde série, vous simulerez une structure de type DIV en entourant un plot d'hydrogel (*nucleus pulposus*) d'un tube élastique qui jouera le rôle de l'*annulus fibrosus*.

Q14 Décrivez brièvement par des schémas la géométrie et les dimensions de la structure.

Q15 Réalisez les mêmes essais de compression à 30% que pour la première série.

Q16 Tracez la force en fonction du déplacement et la contrainte nominale en fonction du taux de compression.

Q17 Comparez la mesure aux essais sur le coeur seul.

Q18 Vérifiez si vous pouvez prédire quantitativement l'effet de structure mesuré avec votre modèle analytique.

Rédaction du rapport et préparation de la soutenance

Outre la présentation des travaux menés lors des séances précédentes, vous pourrez vous poser les questions suivantes pour votre préparation de la restitution.

Q19 Pouvez vous expliquer, même très qualitativement, pourquoi l'eau ne coule pas hors de l'hydrogel ?

Q20 D'où provient l'élasticité des tissus vivants ?

Q21 Quelles perspectives pourriez vous envisager pour approfondir cette étude ?

Q22 Avez vous des modifications et améliorations à proposer pour ce miniprojet ?

4 Bibliographie

Elasticité caoutchoutique et hyperélasticité

Cours de MMC et MMS de Mines-ParisTech.

Treloar L.R.G. *The physics of rubber elasticity*, Oxford Univ. Press, 1958.

Halary J-L., Lauprêtre F., Monnerie L. *Mécanique des matériaux polymères*, Belin Ed. 2008.

de Gennes P.G. *Scaling Concepts in Polymer Physics*, Cornell Univ. Press, 1979.

Doi M. *Introduction to Polymer Physics*, Oxford Science Pub., 1996.

Remplacement du disque intervertébral

Lanza R., Langer R., Vacanti J. *Principles of Tissue Engineering*, Chap. 58, (3rd Edition) Academic Press, 2007.

Joshi A. *et al.*, Functional compressive mechanics of a PVA/PVP nucleus pulposus replacement, *Biomaterials*, 2006.

Pour votre curiosité, beaucoup d'informations sur internet au sujet de l'anatomie et des pathologies du disque intervertébral qui est un sujet de recherche important dans le domaine des biomatériaux et de la bioingénierie. En vrac, quelques pages intéressantes :

<http://galimed.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/RADIOANATOMIE/005.html>

<http://indyspinemd.com/Images/normalAnat/IntervertebralDisc.jpg>

<http://newton.ex.ac.uk/research/biomedical/optics/psoct.html>

http://www.bioimagingllc.com/index.php?PAGE_ID=13

<http://video.about.com/backandneck/Degenerative-Disc-Disease.htm>

<http://www.synthesprodisc.com>