

28.01.04



Un modèle visqueux pour objets déformables viscoélastiques



Réalisé par : Stéphane Décoppet
Assistant responsable : Anderson Maciel

Table des matières :

1. Introduction	3
1.1 Cadre du projet	3
1.2 Problème	3
1.3 But du projet	3
2. Spécifications du projet	4
2.1 Viscoélasticité	4
2.2 Cartilage	4
3. Modèle viscoélastique	5
3.1 Représentation des tissus	5
3.2 Paramètres	6
4. Implémentation	6
4.1 Application	6
4.2 Viscosité	8
5. Tests	9
6. Résultats	14
7. Conclusions	14
8. Références	16

1. Introduction :

1.1 Cadre du projet :

Ce travail de semestre fait partie du projet à long terme CO-ME (Computer Aided and Image Guided Medical Interventions) impliquant plusieurs instituts et universités suisses. Le but de CO-ME est d'utiliser le potentiel de la Technologie de l'Information (IT) pour optimiser les interventions médicales et donc d'améliorer le traitement individuel des patients.

La contribution du VRlab dans ce projet est de créer un modèle biomécanique pour les articulations. Dans ce modèle, les mouvements des articulations sont calculés à partir du contact entre différents tissus, plutôt que par l'approche traditionnelle basée sur des transformations. Pour ce faire, il est primordial d'avoir un comportement correct des tissus impliqués, dans le but d'obtenir des mouvements d'articulations réalistes.

1.2 Problème :

Le VRlab (et plus particulièrement A. Maciel) travaille sur un modèle de déformation physique des tissus mous pour représenter les tissus biologiques comme le cartilage et les ligaments. Ces tissus, influant sur les mouvements articulaires, présentent des comportements complexes, dont la viscoélasticité et l'anisotropie entre autres.

Dans son état actuel, le modèle biomécanique ignore le comportement visqueux. Il ne considère que la partie élastique linéaire de la déformation viscoélastique. Cependant, la viscosité est une propriété physique des tissus indispensable pour obtenir des comportements réalistes. Elle doit donc figurer dans le modèle biomécanique.

1.3 But du projet :

Le but de ce projet est d'inclure une fonction considérant la viscosité au modèle élastique actuel pour le rendre viscoélastique. Deux hypothèses seront considérées

2. Spécifications du projet :

2.1 Viscoélasticité :

Comme dit précédemment, la viscoélasticité est une propriété physique des tissus indispensable pour obtenir des comportements réalistes. Elle doit donc figurer dans notre modèle biomécanique. Un objet ayant cette caractéristique est un objet dont le coefficient d'élasticité dépend du temps. En effet, la pression dans le matériau varie selon la durée d'application d'une élongation. Par exemple, plus on exerce une force longtemps sur un objet, plus il mettra de temps à revenir à son état initial. On peut dire que l'objet "s'habitue" à sa déformation. Ceci explique qu'une personne a plus de difficultés à faire une course à pied après être restée 5 heures assise sur un siège que si elle n'était restée qu'une heure.

Plusieurs personnes se sont déjà penchées sur ce phénomène :

Le grand classique qui a introduit ce phénomène fut l'article de Terzopoulos et Fleischer[1]. Ils ont classifié les types de déformation en : élastique, plastique et viscoélastique. Sur la viscoélasticité, ils disent : « la viscoélasticité est la généralisation de l'élasticité et de la viscosité. Elle est caractérisée par le phénomène de *creep*, qui se manifeste comme une déformation dépendante du temps sous une force appliquée constante. En plus de la déformation instantanée, le *creeping* augmente en général avec la durée d'application de la force. En comparaison avec le modèle élastique qui, par définition, n'a en mémoire qu'une référence sur sa forme, la déformation instantanée d'un modèle viscoélastique est une fonction de l'histoire entière d'une force appliquée. »

Dans un autre article reprenant ces idées, le modèle viscoélastique est défini uniquement comme un modèle considérant des ressorts et l'amortissement, modèle déjà implémenté jusqu'ici par A. Maciel, Cai, Dill et Payandeh[2].

Dans la littérature de la biomécanique on doit citer encore Fung[3], qui décrit la théorie du comportement du matériau déformable, comme les fluides visqueux et non-visqueux et les solides élastiques et viscoélastiques.

2.2 Cartilage :

Dans un tissu comme le cartilage, la viscosité est caractérisée par le flux de liquide échangé entre le tissu et l'espace capsule de l'articulation selon la pression exercée. Ce phénomène peut être comparé à une éponge que l'on comprime dans de l'eau. Le modèle devra donc tenir compte de ce phénomène agissant sur le volume total du tissu, pour obtenir un effet similaire.

Le cartilage est un matériau multiphasique composé de deux principales phases : une phase fluide composée d'eau (68-85%) et d'électrolytes, et une phase solide composée de fibres collagènes. Ce système multiphasique permet un échange de fluide entre le tissu et l'espace autour du tissu à travers les pores de la matrice solide. Etant donné que le tissu perd du liquide sous l'effet d'une force, il devient plus compact. Ainsi, il est de plus en plus difficile de faire sortir le liquide restant avec une compression prolongée. Cet effet de compression induit par l'échange de fluide est très important dans la physiologie du cartilage,

non seulement parce qu'il détermine le comportement viscoélastique du cartilage, mais aussi parce qu'il fournit un mécanisme de dissipation d'énergie (cf figure 1).

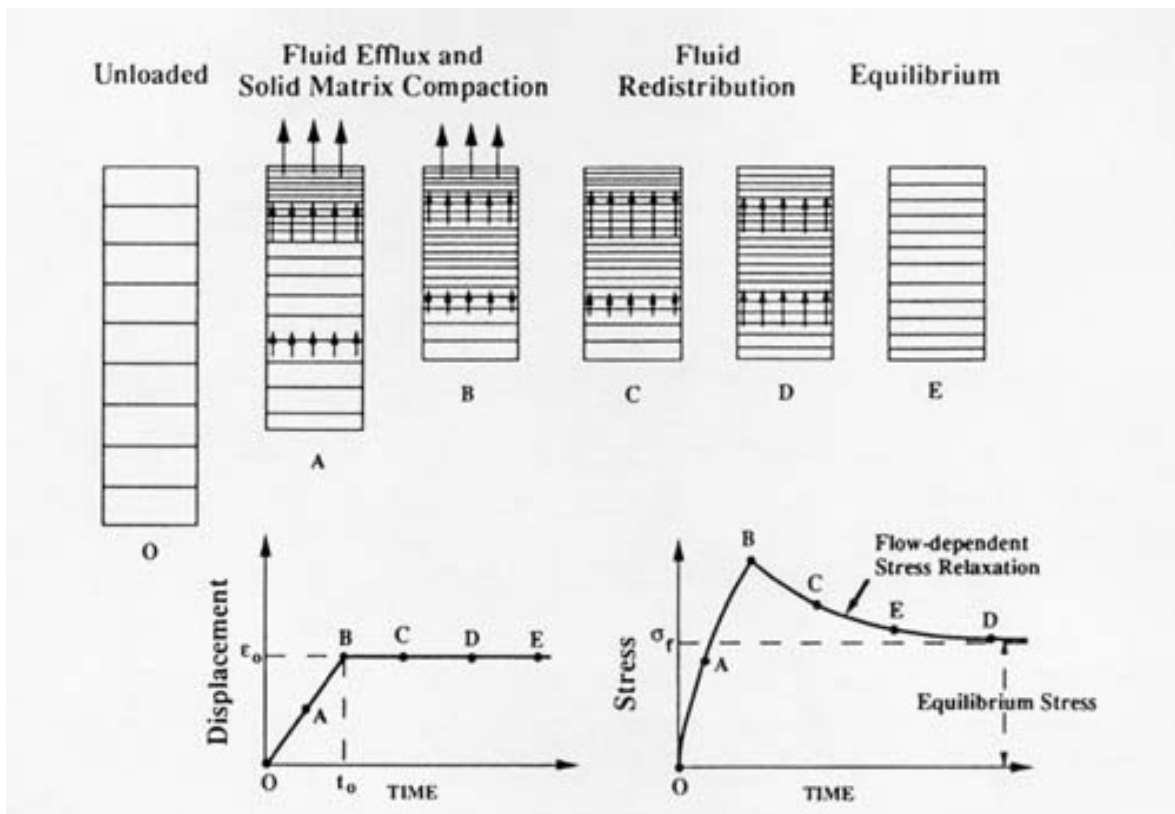


Figure 1. Schéma du comportement viscoélastique du cartilage sous compression

3. Modèle viscoélastique :

3.1 Représentation des tissus (cf figure 2) :

Un tissu, tel qu'il a été défini par A. Maciel [4], possède principalement :

1. une liste de molécules. Chaque molécule est représentée par une sphère, qui possède une masse, un volume et les propriétés du matériau qui la compose
2. une liste de connexions élastiques (ressorts) entre les molécules

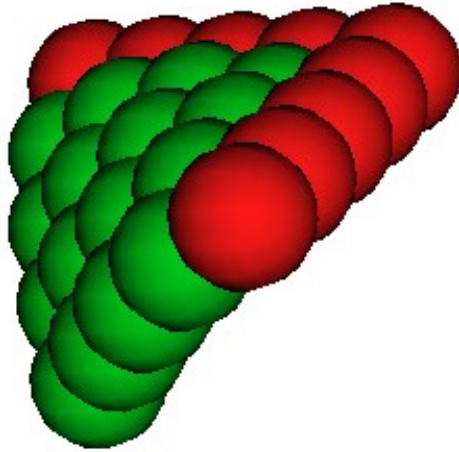


Figure 2. Représentation d'un tissu

3.2 Paramètres :

La viscosité entraîne l'ajout de nouveaux paramètres qui n'avaient aucun effet dans le modèle élastique :

1. le pourcentage de liquide dans le tissu : le comportement du tissu varie selon la quantité de liquide. Pour le cartilage, la partie fluide est composée d'eau (68-85%) et d'électrolytes.
2. la perméabilité du tissu : la perméabilité est un facteur essentiel du comportement du tissu car il détermine la capacité du matériau à perdre/gagner du liquide. Elle vaut 1 pour l'eau et 10 pour la capsule interarticulaire. Ainsi, le liquide évite les frictions entre les composants de l'articulation. Si la perméabilité vaut 0, aucun liquide n'est échangé et le comportement observé et équivalent à celui obtenu avec le modèle élastique.

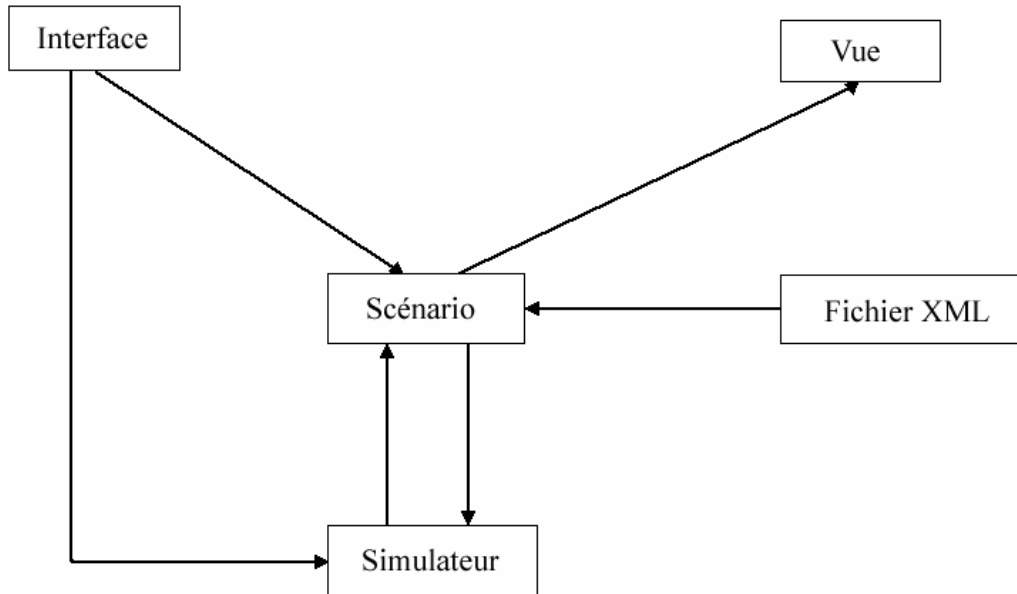
Ces paramètres nous permettent de contrôler le flux de liquide à l'intérieur et à l'extérieur du tissu, c'est-à-dire de rendre un objet plus ou moins visqueux.

4. Implémentation :

4.1 Application :

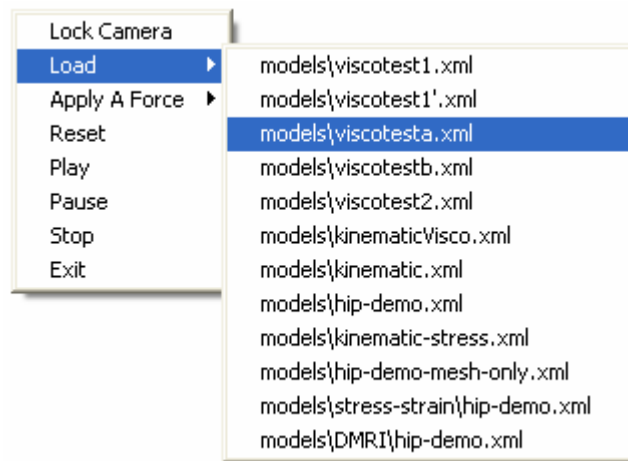
Avant de pouvoir se pencher sur la viscosité, ce qui représente le point essentiel de ce projet, mon travail a été de créer une interface graphique en *OpenGL* afin de pouvoir tester notre modèle. L'avantage d'utiliser *OpenGL* réside dans le fait que l'on obtient des applications stables car il n'y a pas besoin de gérer des threads (pour la visualisation). Par contre, l'élaboration du menu pour l'utilisateur, fait avec la librairie *glut*, fut un peu fastidieuse (ceci sera discuté plus en détail dans la partie suivante).

Ci-dessous figure le schéma complet du système :



Le fonctionnement du système est assez simple :

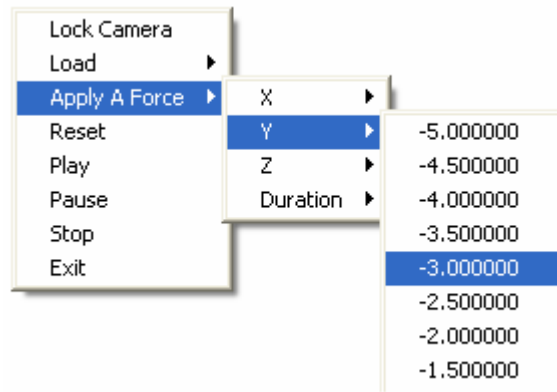
1. L'*Interface* permet de sélectionner un fichier XML, contenant une scène munie de différents objets, comme nouvelle instance du *Scénario* (le modèle viscoélastique),



puis de l'afficher grâce à la *Vue*.

2. En appuyant sur la touche P du clavier, on peut sélectionner, à l'aide de la souris, des molécules, sur lesquelles on va appliquer une force, pour effectuer des tests.

3. La force appliquée est déterminée par sa direction en *X*, *Y* et *Z* et par son temps d'application *Duration*. On peut voir sur la prise d'écran ci-dessous l'inconvénient des menus avec *glut* pour attribuer des valeurs. En effet, j'ai été obligé de créer des listes de valeurs déterminées par une valeur de départ, le nombre de valeurs et l'écart entre chaque valeur. Heureusement, cela ne porte aucun préjudice quant à l'exécution de tests.



4. Finalement, en cliquant sur Play, le *Simulateur* lance l'exécution des tests.

Comme je l'ai dit dans l'introduction, A. Maciel avait déjà fait le modèle élastique (*Scénario*) et le *Simulateur*. Les parties du système que j'ai faites sont :

1. l'*Interface*,
2. la *Vue*,
3. ajouter la viscosité au *Scénario*
4. créer des *Fichiers XML* pour les tests

4.2 Viscosité :

L'implémentation de la viscosité réside dans l'élaboration d'une seule fonction appelée *flow*. Cette fonction est une méthode de la classe représentant les tissus, elle va donc être appliquée au tissu entier.

Explication de *flow* :

1. On calcule pour chaque molécule du tissu le volume de liquide courant obtenu comme suit :

volume liquide courant = volume initial * pourcentage de liquide initial * pourcentage de liquide restant.

Cette formule introduit le pourcentage de liquide, premier paramètre discuté à la section 3.2. Le seul paramètre variant dans ce calcul est le pourcentage de liquide restant dans la molécule.

On calcule ensuite le volume total de liquide sortant de la molécule :

volume total = pression sur la molécule * volume liquide courant * perméabilité / ?t

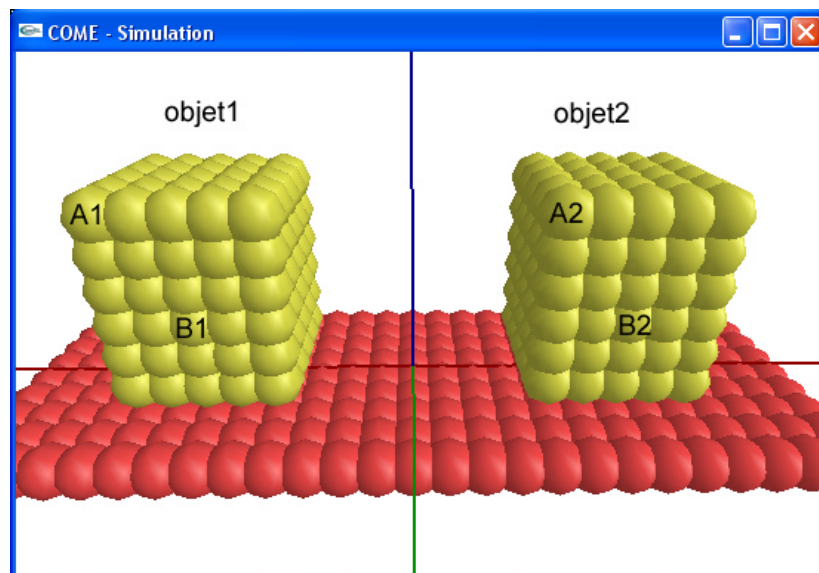
Cette formule introduit la perméabilité, deuxième paramètre discuté à la section 3.2. On remarque que plus la pression est grande, plus la molécule va perdre du liquide. Ce volume perdu est distribué aux molécules voisines de la manière suivante :
 Si la molécule voisine subit une pression plus faible que la molécule courante, cette dernière lui transmet une partie de son liquide, sinon c'est elle qui en reçoit.
 Si la molécule se trouve sur la surface, une partie du liquide sort de l'objet.

2. Ensuite, on parcourt à nouveau la liste de molécule en mettant à jour le volume total gagné ou perdu par la molécule. Finalement, on peut calculer le nouveau rayon de la molécule et la nouvelle distance nominale de chaque liaison entre 2 molécules. Ceci implique que le liquide est en mouvement à l'intérieur de l'objet.

5. Tests :

Pour faire des tests, j'ai créé une scène avec deux objets dont les propriétés seront différentes. Ces objets ont chacun 300 molécules (5 en longueur * 5 en largeur * 6 en hauteur) et leur base est fixe.

Pour la suite, l'objet de gauche sera appelé objet1 et celui de droite objet2. Sur l'objet1, on choisit 2 molécules A1 et B1, une sur la surface supérieure et une à l'intérieur respectivement et on prend les molécules A2 et B2 correspondantes pour l'objet2. Ces molécules vont être utilisées pour capturer leur position, leur pression et leur volume. Ainsi, on pourra comparer la molécule A1 avec A2 et B1 avec B2, et donc comparer les 2 objets. Pour chaque test, une force de 500N dans le sens des Y négatifs est appliquée sur la surface supérieure de chaque objet du temps $t = 0s$ à $t = 2.1s$. Chaque test dure environ 6s.



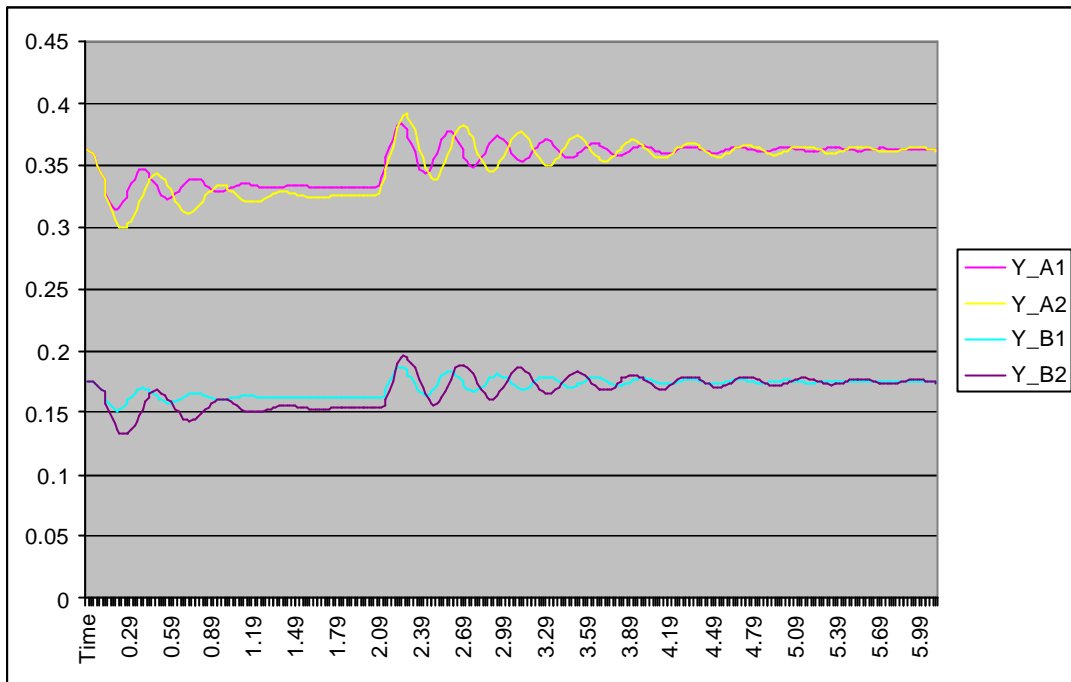
Une représentation de la scène

Plusieurs tests ont été effectués et trois ont été retenus :

Test 1	Objet1	Objet2
Perméabilité	0	0
Amortissement	0%	60%

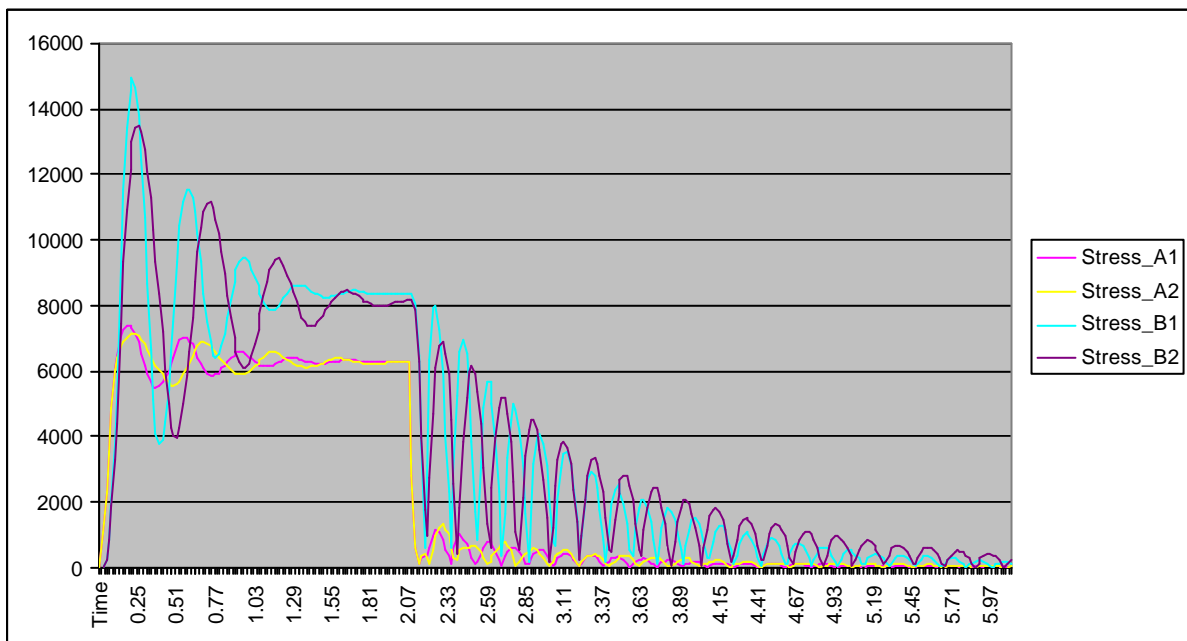
La perméabilité est nulle pour les 2 objets, donc le volume des molécules sera toujours constant.

Le graphique 1.1 montre les coordonnées Y des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



Graphique 1.1, déplacement[m] en fonction du temps.

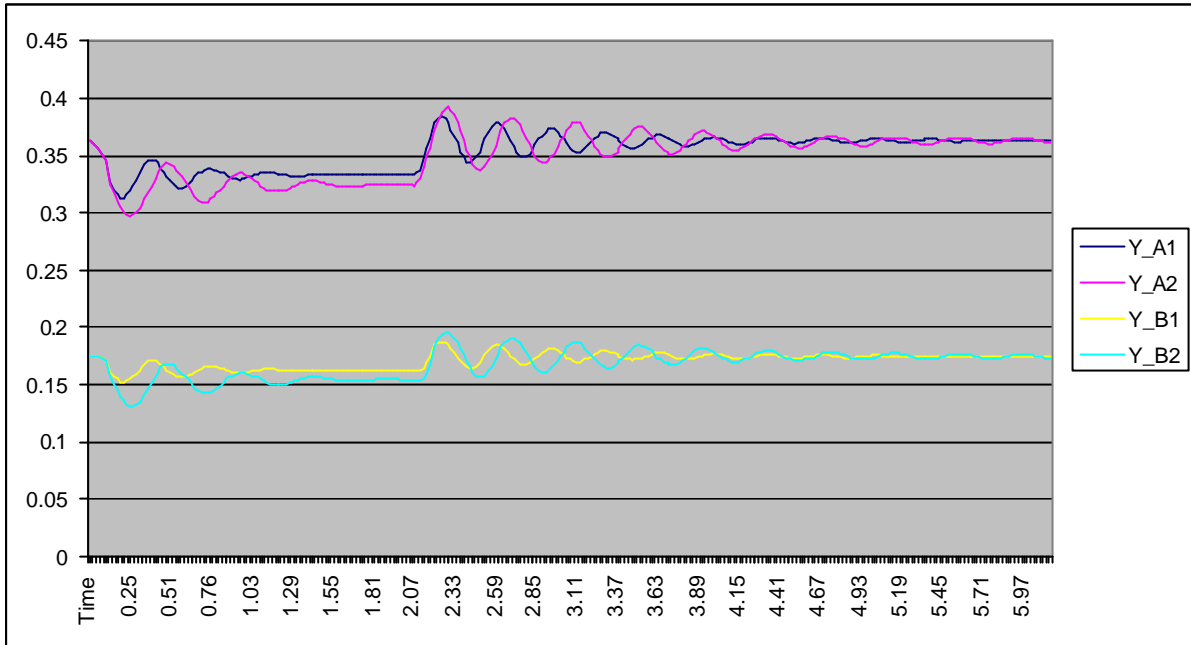
Le graphique 1.2 montre la pression/tension (stress) des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



Graphique 1.2, pression/tension[N/m2] en fonction du temps.

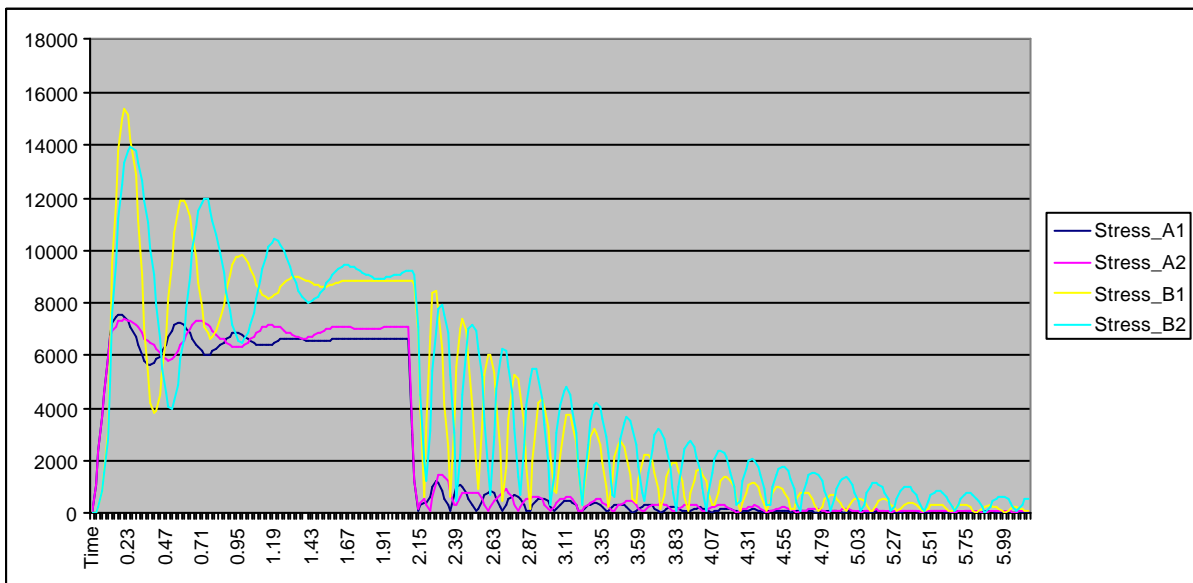
Test 2	Objet1	Objet2
Perméabilité	$5 * 10^e-10$	$2 * 10^e-9$
Amortissement	0%	0%

Le graphique 2.1 montre les coordonnées Y des 4 molécules ‘trackées’ en fonction du temps :



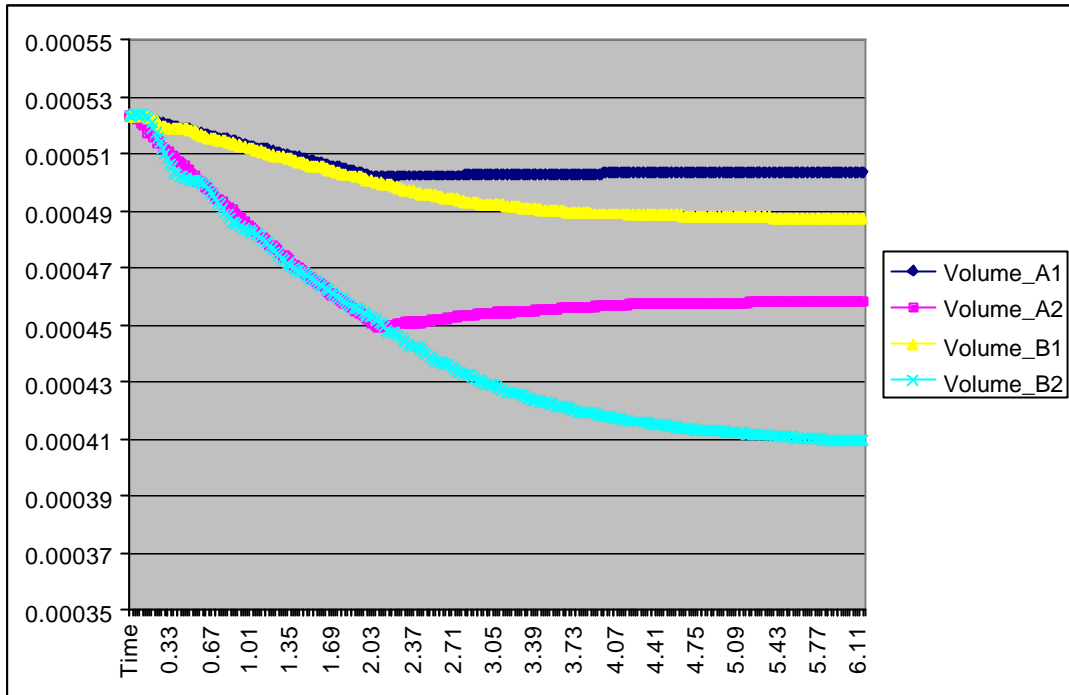
Graphique 2.1, déplacement[m] en fonction du temps.

Le graphique 2.2 montre la pression/tension (stress) des 4 molécules ‘trackées’ en fonction du temps :



Graphique 2.2, pression/tension[N/m²] en fonction du temps.

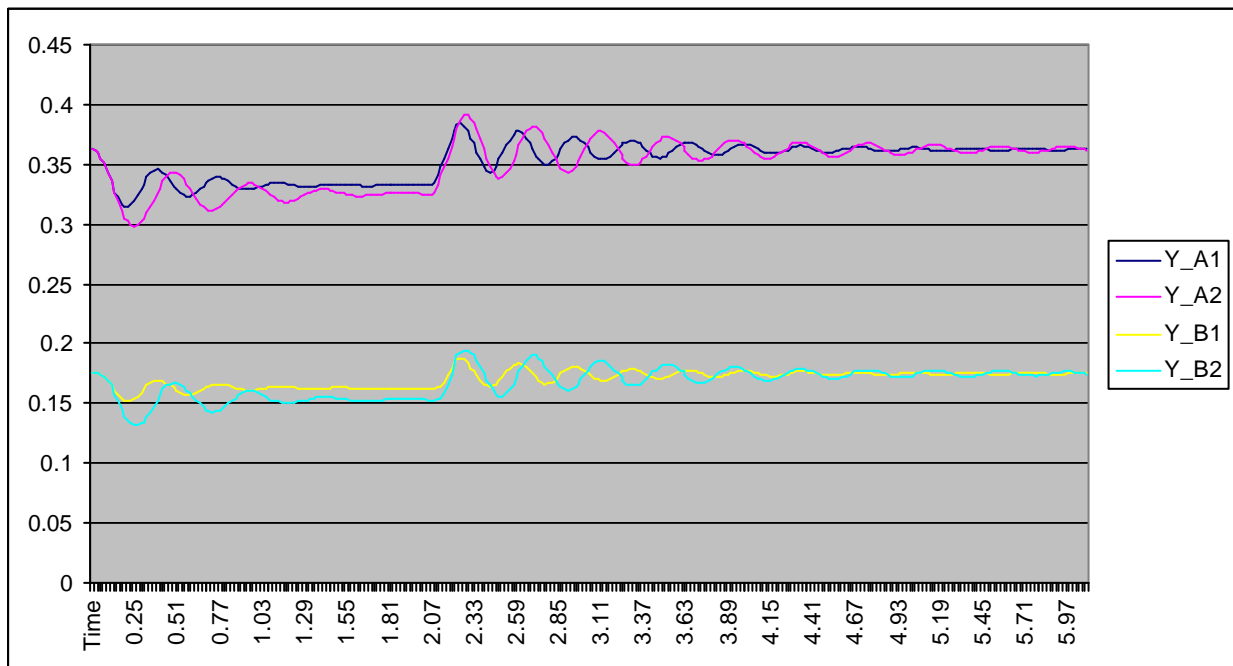
Le graphique 2.3 montre le volume des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



Graphique 2.3, volume[m3] en fonction du temps.

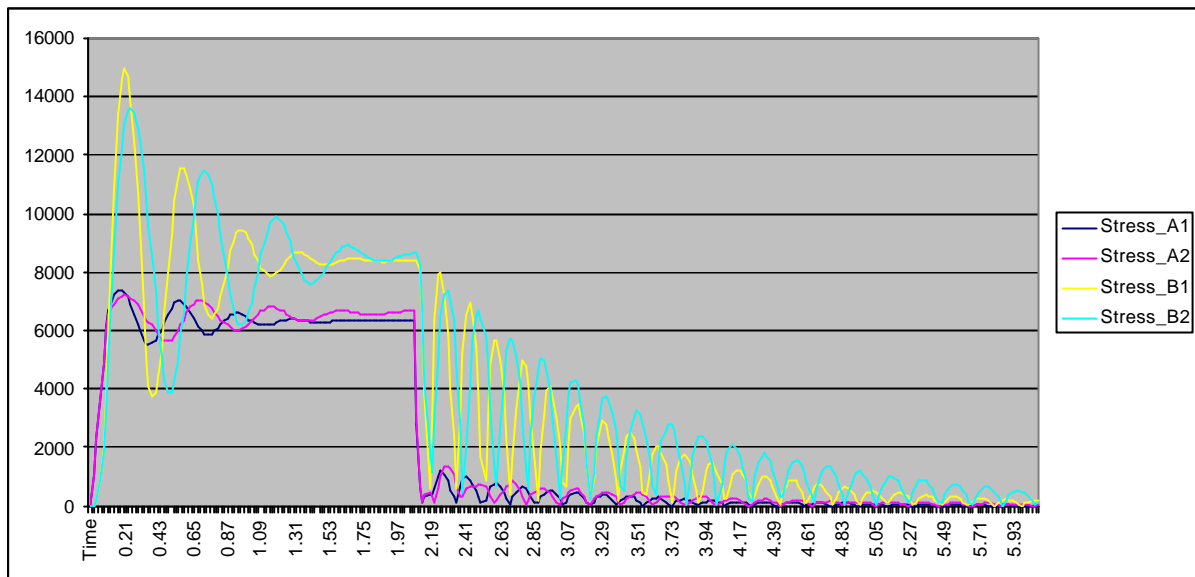
Test 3	Objet1	Objet2
Perméabilité	0	$1 * 10^{-9}$
Amortissement	20%	20%

Le graphique 3.1 montre les coordonnées Y des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



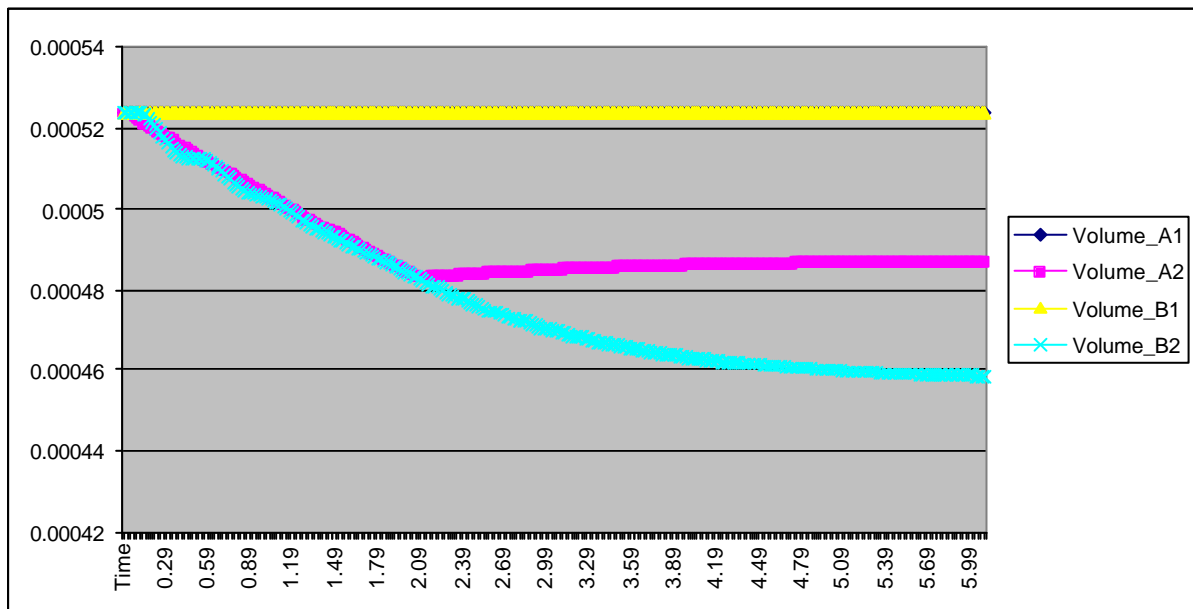
Graphique 3.1, déplacement[m] en fonction du temps.

Le graphique 3.2 montre la pression/tension (stress) des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



Graphique 3.2, pression/tension[N/m²] en fonction du temps.

Le graphique 3.3 montre le volume des 4 molécules 'trackées' en fonction du temps :



Graphique 3.3, volume[m³] en fonction du temps.

6. Résultats :

Test1 :

Sans perméabilité, l'amortissement (damping) montre que l'on obtient un comportement viscoélastique. En effet l'objet2 oscille moins vite que l'objet1, mais il n'y a pas de modifications de volume. Par conséquent, l'amortissement ne définit pas à lui seul la viscoélasticité.

Test2 :

Sans amortissement, on remarque que l'objet2, qui est 4 fois plus perméable que l'objet1, oscille moins vite que l'objet1. On peut constater une nette modification du volume : l'objet2 subit une modification de volume plus importante que l'objet1.

Test3 :

Avec un amortissement constant de 20% commun aux 2 objets, on constate que l'objet2, qui est perméable, oscille moins vite que l'objet1. De plus, il subit une modification du volume.

7. Conclusions :

Dans ce projet, nous avons évalué deux approches pour la modélisation du comportement viscoélastique des matériaux en général et principalement de certains tissus biologiques, comme le cartilage articulaire. Un modèle élastique existant de tissus mous basé sur les systèmes masse ressort a été modifié pour cela. Dans une approche, nous avons utilisé le concept d'amortisseur pour dissiper l'énergie cinétique dans le tissu, et dans l'autre nous avons implémenté le tissu comme un matériau à deux phases : une solide et une liquide.

Une application a été développée et des tests ont été réalisés sur différents objets. Nous avons observé que, dans un sens général, l'utilisation d'amortisseurs plus ou moins rigides permet de reproduire un comportement plus ou moins viscoélastique. D'autre part, la simulation de l'échange de liquide dans le tissu, permet elle aussi, de dissiper l'énergie cinétique dans le tissu et par conséquent d'avoir une déformation viscoélastique.

En comparant le comportement obtenu avec les amortisseurs et celui obtenu avec l'échange de liquide, nous avons observé que ces deux comportements sont similaires, à différence près que, dans le modèle à deux phases il y a, évidemment, un déplacement du volume entre les différentes parties de l'objet et entre lui et son environnement. De plus, cette modification de volume implique que lors d'une prochaine application de la même force, le comportement ne sera pas le même qu'auparavant, ce qui caractérise des propriétés mécaniques dépendantes de l'histoire de la force.

Un dernier commentaire porte notre regard sur le problème d'intégration numérique dans les systèmes masse ressort. En plus du problème très connu de la rigidité du matériau (plus l'objet est rigide, plus le pas de temps utilisé doit être petit pour l'intégration), on a observé que l'échelle des objets influence aussi la taille du pas de temps nécessaire pour que l'intégration converge. Plus l'objet est petit, plus le pas de temps utilisé doit être petit pour l'intégration.

Tous les tests ont été réalisés sur des objets simples. Comme travail futur, on peut imaginer un test dans le contexte d'une articulation où le modèle viscoélastique serait utilisé pour représenter les tissus mous (cartilage et ligaments).

8. Références :

- [1] D. Terzopoulos, K. Fleischer, 1988, “Modeling Inelastic Deformation : Viscoelasticity, Plasticity, Fracture”, *ACM Computer Graphics*,.22(4) Août 1988, 269-278.
- [2] Z.L. Cai, J. Dill, S. Payandeh “Toward Deformation Modeling with Haptic Feedback”, Proc, ASME Dynamic Systems and Control Div.,DSC-Vol-69-2 (Proc. IMECE-2000), pp 1133-1138, Octobre 2000
- [3] Y.C. Fung, “Biomechanics – Mechanical Properties of Living Tissues”, Springer, Berlin.
- [4] MACIEL, A.; BOULIC, R.; THALMANN, D. Deformable Tissue Parameterized by Properties of Real Biological Tissue In. International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, 2003, Juan-les-Pins, France. Springer-Verlag.