

Modélisation d'interactions outil/tissus pour la simulation d'angioplastie transluminale

T. LE FOL^{1,2}, A. LUCAS^{1,2}, P. HAIGRON^{1,2}

¹INSERM, U642, Rennes, F-35000, France

²Université de Rennes 1, LTSI, F-35000, France

{tanguy.lefol, antoine.lucas, pascal.haigron}@univ-rennes1.fr

Résumé – Ce travail s'intéresse à la réalisation de simulations de scénarios d'angioplastie transluminale. Cela implique de simuler un comportement physique et géométrique des données patient sous l'action de la dilatation d'un ballon, tout en intégrant les paramètres des interactions outils/tissus virtuelles. Dans ce contexte, trois comportements principaux ont été identifiés : les tissus mous s'écrasent complètement sous l'effet du ballonnet, les plaques calcifiées n'admettent aucune déformation mais peuvent bouger d'un seul bloc dans des structures déformables et les parois des vaisseaux sanguins tentent de retrouver leur forme initiale. Nous avons étudié et adapté la méthode Enhanced ChainMail qui est basée sur un maillage d'éléments liés avec leurs voisins par des contraintes géométriques. Cette méthode proposée permet de développer une simulation rapide qui peut gérer des interactions entre le ballon et un grand voisinage de la paroi du vaisseau. La définition des contraintes géométriques semble bien adaptée pour les plaques dures et molles. Notre méthode d'interaction ballon/tissus par « zone interdite » permet de simplifier l'algorithme et de conserver l'intégrité des données.

Abstract – In this paper, a simulation environment is described for balloon dilation during transluminal angioplasty. It means simulating geometrical and physical data from the inflation of a balloon while integrating data from tissues analysis and parameters from virtual tool-tissues interactions. In this context, three main behaviors has been identified: soft tissues, crush completely under the effect of the balloon, calcified plaques, do not admit any deformation but could move in deformable structures and blood vessel wall and organs, try to find their original forms. A deformable soft tissue model is proposed, based on the Enhanced ChainMail method to take into account tissues deformation during dilatation. This method, by its low time consuming, permits to develop a fast simulation which could manage interactions between the balloon and a large surrounding of the vessel wall. The definition of geometric constraints is well suited for hard and soft plaques. We improved the original ChainMail method with a "forbidden zone" step to facilitate tool/tissues interactions and to keep data integrity.

1. Introduction

Cet article traite de la simulation de la procédure mini invasive d'angioplastie trans-luminale (ATL) au niveau d'artères sténosées. L'ATL consiste à introduire un cathéter jusqu'au rétrécissement artériel puis à gonfler un ballon pour dilater la paroi du vaisseaux lésé. Même si l'ATL est utilisée couramment, il est important de pouvoir simuler et prédire les comportements mécaniques des interactions entre le ballon et les tissus vivants pour détecter les cas critiques avant l'opération.

Il existe un certain nombre d'algorithmes développés pour modéliser différentes applications en infographie (simulateur de vol, modélisation chirurgical...). Selon les contraintes (nature des objets, temps, réalisme...), on peut employer différentes techniques de simulation qui peuvent être classifiées par leur formalisme géométrique ou physique. Les méthodes non physiques (ou géométriques) permettent à un utilisateur de déformer l'espace contenant les objets en ne bougeant qu'un certain nombre de points de contrôle [1]. Ce type de méthode est très rapide mais n'utilise pas de propriétés physiques, donnant ainsi des résultats peu vraisemblables. Elles sont donc souvent employées en combinaison avec d'autres méthodes [2,3] ou utilisées pour des topologies spécifiques [4].

Pour des applications exigeant une simulation réaliste de corps déformables, un modèle physique semble plus approprié. Les deux principales approches physiques pour

la modélisation de tissus sont la méthode par éléments finis (FEM) et l'approche masses ressorts. La FEM, développé en 1950 par M. Turner, est la méthode la plus réaliste. Cependant, son coût en temps de calcul la rend difficile à employer pour des applications temps réel. Pour parer ceci, Bro-Nielsen & Al. [5] ont proposé une approche simplificatrice avec un procédé de condensation. Cette condensation réduit efficacement la taille du système linéaire des équations. Cependant, les changements interactifs de topologie, tels que le découpage des tissus mous, ne sont pas possibles puisque le prétraitement fixe la topologie. Holzapfel & Al. [6] et Di Puccio & Al. [7] ont appliqué une FEM optimisée pour l'angioplastie en temps réel, mais seulement sur un faible voisinage autour de la lumière du vaisseau sanguin, empêchant de prendre en compte les contraintes imposées par les tissus externes. Le modèle masses ressorts [8] crée un ensemble de nœuds auxquels on associe une masse et que l'on relie par des ressorts. L'exécution en temps réel peut être réalisée avec un nombre limité de noeuds, mais le comportement est souvent peu réaliste et peut être instable. De plus, l'approche masses ressorts nécessite un temps de calcul semblable au modèle optimisé par FEM, tout en donnant de moins bons résultats [9]. Tandis que beaucoup d'efforts de recherche ont été dépensés pour améliorer de telles techniques au niveau du réalisme et de la rapidité, d'autres méthodes ont été proposées, telles que l'algorithme

ChainMail [10, 11, 12], permettant des déformations en temps réelles sur de gros volumes. Cette méthode, combine des comportements mécaniques avec des lois géométriques. Ses performances en font un bon compromis entre coût en temps de calcul et réalisme. Dans ce contexte, l'objectif global de ce premier travail est de développer une simulation rapide, réaliste et spécifique patient basée sur l'approche ChainMail. Cet article est organisé comme suit : La section II présente le principe ChainMail, détaille la méthode de simulation et discute plus particulièrement des interactions outils/tissus. La section III illustre les résultats expérimentaux pour des images 2D d'angioscanner. Finalement, la section IV conclue sur le travail présenté et donne la direction de nos futurs travaux de recherche.

2. Méthode

Le principe de la méthode générale basé sur Le Fol & al. [13], présenté en deux dimensions dans cet article, est résumé par la figure 1. La première étape concerne l'initialisation du ballonnet dans la lumière du vaisseau ainsi que du maillage selon le formalisme Enhanced ChainMail [11]. Le ballon (décrit de deux manières différentes) se dilate et la propagation de déplacement donne une approximation de la réaction des tissus. Un niveau d'énergie minimale du système est alors calculé, c'est l'étape de relaxation élastique. Enfin, une interpolation permet de visualiser le résultat.

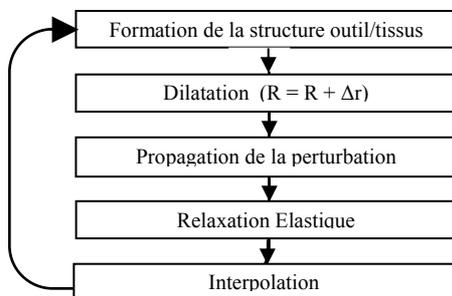


FIG. 1 : Diagramme de simulation d'angioplastie transluminale.

2.1 Algorithme ChainMail

L'idée principale de l'approche ChainMail [10] peut être énoncée comme suit. Quand un élément de la structure de données change de position, il communique à ses voisins l'information de son nouvel état pour que ceux-ci actualisent leurs positions et pour mettre à jour la structure entière. Cette approche exige deux processus initiaux, la création de la structure de données et la définition des contraintes géométriques. La structure se compose d'éléments, appelés « éléments liés », qui représentent les données du volume. Un élément contient des informations sur la déformation, les paramètres d'élasticité et son nombre de voisins liés (4 ou 8 en 2D et 6 ou 26 en 3D). Des contraintes géométriques sont employées pour modéliser différents comportements entre les éléments tels que la tension (paramètre Max), la compression (paramètre

Min), et le cisaillement (paramètre $MaxCi$) (Figure 2). Afin de tenir compte de la nature non homogène des tissus, Schill et al. [11] ont proposé une méthode « Enhanced ChainMail » qui combine les paramètres de chaque élément lié avec les paramètres de ses voisins. Par exemple, si A et B sont deux éléments liés voisins, les paramètres de contraintes seront calculés ainsi (1)

$$Min = Min_A + Min_B \quad (2)$$

$$Max = Max_A + Max_B \quad (3)$$

$$MaxCi = MaxCi_A + MaxCi_B.$$

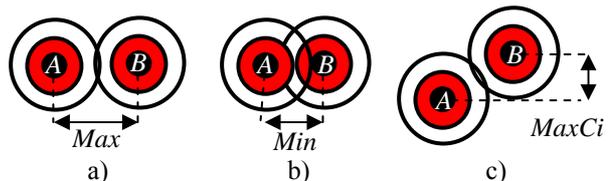


FIG. 2 : Comportements extrêmes entre deux éléments a) tension, b) compression et c) cisaillement.

2.2 Initialisation du ballon

Nous considérons, dans ce travail, des images 2D d'angio-scanner où la zone d'interactions outil/tissus est définie par la lumière du vaisseau (pré segmentée par un processus de croissance de région). Cette zone détermine où le ballon, considéré comme non compliant, est placé et gonflé. Ce ballon est décrit comme un disque dont le rayon est fixé par un processus de lancer de rayons (le plus petit étant conservé) et situé au centre de masse de la lumière (Figure 3).

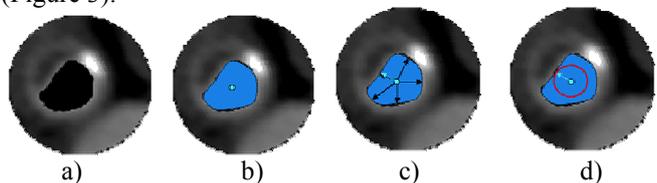


FIG. 3 : Initialisation du ballon. Segmentation de la lumière (a), calcul du centre de masse (b), détection du rayon minimal (c), initialisation du ballon (d).

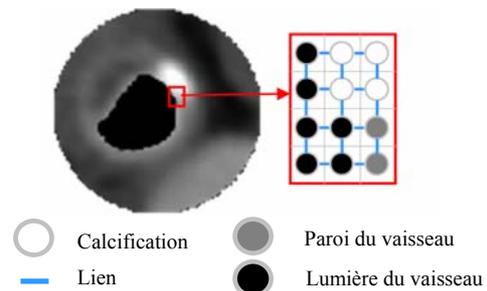


FIG. 4 : Initialisation de la grille par formalisme ChainMail.

2.3 Définition de la structure de donnée

Le processus d'initialisation du maillage définit des paramètres de simulation et construit la structure : grille 2D, nombres de voisins liés et contraintes géométriques. Chaque Pixel correspond à un noeud de la grille (Figure 4). Une grille cartésienne régulière a été choisie pour la simulation afin de tirer profit de la haute résolution des données produites par les scanners X et de fournir un

accès direct aux données. La densité associée aux éléments de la grille cartésienne est prise comme paramètre pour définir les contraintes géométriques selon les courbes de contraintes de la Figure 5 [13]. Sur ces courbes, trois classes principales sont considérées et les contraintes sont définies en pourcentage de la distance de repos, ici égale à la résolution d'un pixel.

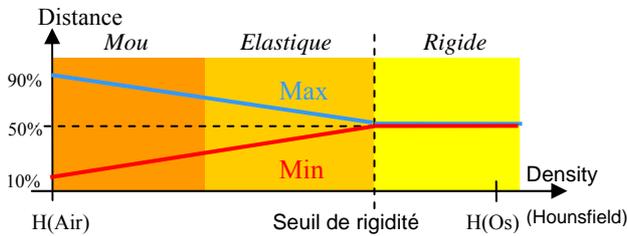


FIG. 5: Contraintes géométriques en fonction de la densité.

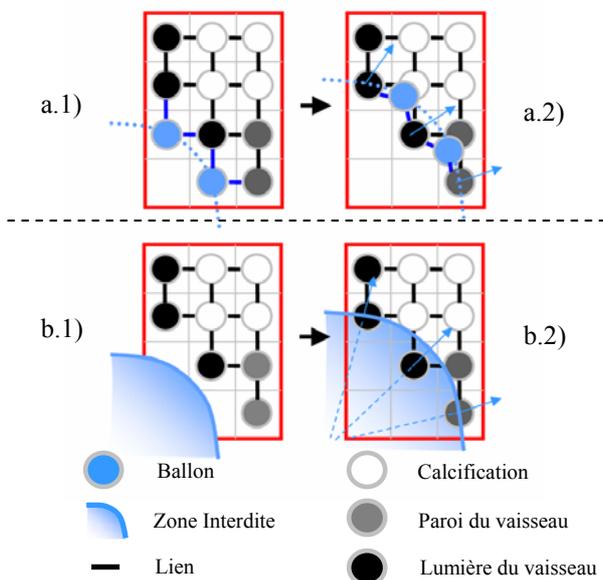


FIG. 6 : Interaction ballon/tissus. a.1) Ballon décrit par des éléments liés. a.2) Quand ces éléments se déplacent, ils transmettent leur déplacement. b.1) Ballon décrit comme une « zone interdite ». b.2) Lorsque le ballon se dilate, les points nouvellement introduits dans la zone sont déplacés.

2.4 Interaction ballon/tissus

Deux principes d'interactions ballon/tissus ont été envisagés. Le premier décrit le ballon comme un ensemble d'éléments liés (considérés comme des tissus rigides traduisant la non compliance du ballon) agencés en cercle, de rayon R initial (Figure 6 a.1)) et reliés aux éléments voisins appartenant aux tissus. De manière itérative, on incrémente le pas de dilatation (augmentation du rayon du ballon) et l'ensemble des éléments voisins appartenant aux tissus vont bouger à leur tour suivant leurs contraintes et propager le mouvement (Figure 6 a.2)). Le second principe, considère le ballon comme une zone dite « interdite ». Dans cette zone, il ne peut y avoir d'élément lié (Figure 6 b)). Lorsque le ballon se dilate, la zone interdite augmente et si des éléments liés appartenant aux tissus se trouvent dans cette zone, ils sont déplacés vers la direction radiale établie entre le centre du ballon et

l'ancienne position de l'élément puis il y a propagation du déplacement vers les des autres tissus (Figure 6 b)).

2.5 Propagation et Relaxation

La dilatation du ballon engendre un déplacement des tissus. Pendant cette phase, les processus de propagation et de relaxation élastique sont considérés. La propagation de la perturbation est faite par l'algorithme Enhanced ChainMail et donne une approximation de la déformation. Ce processus utilise les contraintes géométriques pour vérifier que chaque élément reste entre la position minimum et maximum, avec ses voisins. Une perturbation est produite quand un élément est déplacé et viole les contraintes. Les règles qui contrôlent la propagation de la perturbation sont établies grâce aux liens et aux contraintes géométriques. Les éléments concernés doivent se déplacer afin de trouver une nouvelle configuration qui satisfait les contraintes. Cependant, le comportement des tissus élastiques n'est pas retranscrit dans cette phase. La relaxation permet de trouver une telle configuration. L'approche adoptée emploie une fonction basée sur la minimisation des distances entre les éléments voisins [12].

2.6 Interpolation

La dernière étape du traitement consiste en une interpolation simple. Dans le cas du ballon décrit comme un ensemble d'éléments liés, l'interpolation a pour but de repositionner les éléments dans une grille cartésienne. Ceci permet lors de l'itération suivante de relier simplement le ballon avec les tissus. En effet, si la position des éléments appartenant aux tissus est inchangée et que l'on crée un ballon plus grand (avec un plus grand nombre d'éléments le définissant pour éviter les trous entre 2 éléments du ballon quand il se dilate), il n'y a pas assez de lien du côté des tissus par rapport au nombre de liens du côté du ballon. Il faudrait alors créer des règles non triviales pour établir quel élément du ballon se lie avec quel élément des tissus. Dans le cas de la « zone interdite », l'interpolation n'intervient que pour la visualisation du résultat et n'est pas prise en compte dans le traitement de l'itération suivante. En effet, il n'y a pas de lien à établir, il faut uniquement agrandir la zone interdite. Cette dernière étape accomplie, la chaîne de traitement est reconduite pour la nouvelle itération.

3. Résultats

Pour illustrer les résultats de cette méthode, nous avons employé deux exemples différents (Figure 7 a.1&2)). Ces images d'angio-scanner sont de taille 100×100 Pixels. Ce système a été implémenté en C++. Les exemples et les résultats rapportés ici ont été obtenus avec un processeur de 3.20 GHz avec 2Go de RAM. Pour les deux méthodes, les comportements physiques des plaques dures (rigidité) et des plaques molles (compression) s'éloignent des lois élastiques classiques, et sont essentiellement bien

reproduits dans l'approche Enhanced ChainMail, grâce aux contraintes géométriques. Cependant, la méthode classique d'interaction ballon/tissus, par ses interpolations successives, dégrade l'image. Lorsque de nombreux pixels appartenant au sang se pressent contre les tissus élastiques et les calcifications, l'intensité résultante calculée pour l'interpolation est forcément faible. Les tissus élastiques et les calcifications sont alors rognés au fur et à mesure de la dilatation (Figure 7 b.1&2)). Une condition permettant d'éviter cette disparition est de garder prioritairement les pixels d'intensité forte (si dans le calcul de la nouvelle intensité un élément de tissu élastique ou calcifié est détecté, les éléments du sang ne seront pas pris en compte dans le calcul), mais cette nouvelle interpolation étale de manière non réaliste les tissus à forte intensité (calcifications de la Figure 7 c.1&2)). Enfin, dans les deux traitements précédents, l'interpolation met à zéro pour chaque itération les tensions accumulées perdant ainsi des informations cruciales pour la relaxation élastique. La méthode par « zone interdite » préserve chaque classe de tissus et permet à la relaxation élastique d'exprimer leurs élasticités. En effet, les éléments bougés sont les mêmes depuis le départ et les tensions sont gardées et mises à jour à chaque itération (Figure 7 d.1) pour la calcification et d.2) pour les tissus élastiques). Cependant, avec cette méthode, le temps de calcul de chaque itération est de plus en plus long. Car à chaque fois, un nombre plus grand d'éléments est déplacé. Alors que la méthode incluant l'interpolation, où seuls les nouveaux éléments proche du ballon sont à déplacer, demande beaucoup moins de temps de calcul.

4. Conclusion

L'objectif de ce travail était d'étudier un modèle de dilatation pour la simulation spécifique patient d'angioplastie transluminale. La méthodologie proposée, mise en application en 2D, permet d'analyser le potentiel d'une telle approche qui combine les considérations géométriques et physiques pour modéliser les interactions d'une angioplastie. La structure de données initialisée comme une grille cartésienne donne directement accès aux données patients. La méthode Enhanced ChainMail, par sa faible consommation en temps de calcul et sa modularité, permet de développer une simulation rapide qui peut gérer des interactions entre le ballon et un grand voisinage de la paroi du vaisseau. La définition des contraintes géométriques semble bien adaptée pour les plaques dures et molles. Et notre méthode d'interaction ballon/tissu par « zone interdite » permet de conserver l'intégrité des données. Le formalisme proposé apporte de nouvelles perspectives pour une simulation 3D en intervention endovasculaire. Les travaux futurs concerneront l'élaboration d'une relaxation élastique plus réaliste afin de réajuster la position des éléments de la paroi vasculaire ainsi que la prise en compte des forces d'opposition des tissus pour trouver la nouvelle position du ballon.

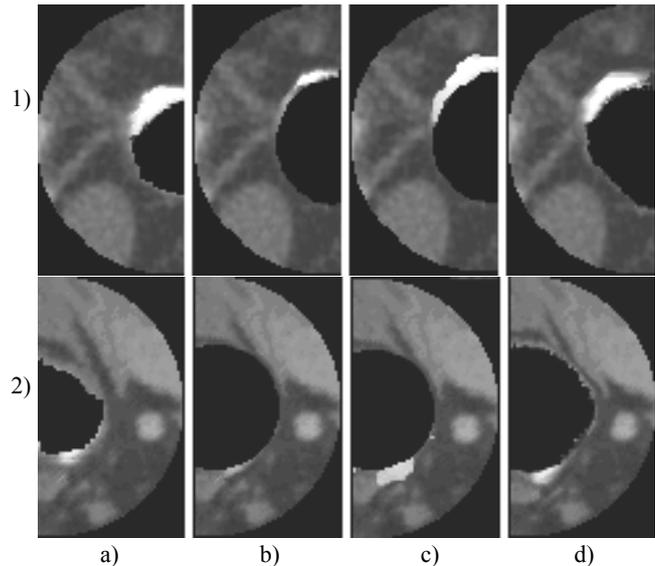


Fig. 7. Deux résultats qualitatifs de simulation. a) Images originales. b) Résultats avec interaction ballon/tissus classique et interpolation classique. c) Résultats avec interaction ballon/tissus classique et interpolation à haute intensité prioritaire. d) Résultats avec interaction par zone interdite.

Références

- [1] A. Barr: "Global and local deformations of solid primitives" in *Computer Graphics* 18(3):21-29,1984.
- [2] D.C Tseng & al. : "A Hybrid Physical Deformation Modeling for Laparoscopic Surgery Simulation." in *Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Chicago, July 23-28, 2000.
- [3] G. Sela & al. : "Real-Time Incision Simulation Using Discontinuous Free Form Deformation." in *ISMS*, 2004.
- [4] L. France & al.: "A Layered Model of a Virtual Human Intestine for Surgery Simulation" in *Medical Images Analysis*, Elsevier Sciences, 2004.
- [5] M. Bro-Nielsen & al. : "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation" in *Computer Graphics Forum*, 1996.
- [6] G. A. Holzapfel & al. : "Mechanics of angioplasty: Wall, balloon and stent." appeared as *Proceedings in Mechanics in Biology*, J. Casey and G. Bao, eds, AMD-Vol. 242, BED-Vol. 46, New York, 141-156, 2000.
- [7] F. Di Puccio & al. : "Finite element modelling of balloon angioplasty." in *IASTED International Conference BIOMECHANICS*, 97-102, 2003.
- [8] U. Kühnapfel & al. : "Endoscopic Surgery Training using Virtual Reality and deformable Tissue Simulation" in *Computers & Graphics* 24(2000) 671-682, Elsevier (2000)
- [9] M. Harders & al. : "Comparing a simplified FEM approach with the mass-spring model for surgery simulation." in *Stud Health Technol Inform*, 2003.
- [10] S. F. Frisken Gibson: "3D ChainMail: A Fast Algorithm for Deforming Volumetric Objects." in *Proceeding of 1997 Symposium on interactive 3D Graphics*: 149-154, 1997.
- [11] M. A. Schill & al.: "Biomechanical Simulation of the Vitreous Humor in the Eye Using and Enhanced ChainMail Algorithm." volume 1496 of *LNCS*. Springer-Verlag, 1998.
- [12] S. F. Frisken Gibson: "Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining." in *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 5(4), 1999.
- [13] T. Le Fol & al.: "angioplasty simulation using ChainMail method." in *Proc. SPIE* 6509, 2007.