Modélisation d'objets déformables à l'aide de particules

Fabrice JAILLET, Behzad SHARIAT

LIGIM, bat710, Université Lyon I
43 bd du 11 nov. 1918
69622 VILLEURBANNE Cedex, FRANCE
{fjaillet,bshariat}@ligim.univ-lyon1.fr

Résumé : *Dans cet article, nous décrivons une méthode générale pour la reconstruction et l'animation d'objets 3D déformables. Ces objets sont initialement décrits par un modèle surfacique fermé, qui est rempli avec des particules. Pour cela, de nouvelles particules sont progressivement générées à l'intérieur du contour. Lorsqu'une nouvelle particule est introduite, elle entre en interaction avec toutes les autres particules existantes. Elles vont aussi interagir avec le contour (collision, contact). Ensuite, nous laissons le système évoluer sous l'action des forces physiques, jusqu'à atteindre un équilibre. Nous avons défini des règles simples pour la génération des nouvelles particules.*

Dans le but d'une application médicale, nous voulons simuler le mouvement et la déformation des objets anatomiques internes. Ainsi, nous avons introduit les outils nécessaires pour prendre en compte le comportement dynamique et déformable des tissus cancéreux et des organes. Notre système à particule semble être adapté pour une intégration dans un modèle du corps humain beaucoup plus complet.

Mots-clés : Reconstruction, simulation dynamique, déformation sous contraintes, volume constant, système à particules.

1 Introduction

Dans le cadre d'un traitement radiothérapique, une dose létale de radiations est administrée dans la zone des cellules cancéreuses, avec un minimum de dommages aux tissus sains environnants. L'amplitude des radiation ainsi que leur pénétration à l'intérieur des tissus sont connues. Ceci a permis le développement de la radiothérapie conformelle, pour laquelle le médecin doit définir pour chaque patient les doses de radiations au cours du temps et en fonction des déplacements de la zone à traiter.

Le principal problème est un problème géométrique concernant les mouvements du patient et les changements de forme et de position des organes internes.

Pour le résoudre, il est nécessaire de créer un modèle géométrique de la surface externe du patient ainsi que des volumes internes à traiter, puis de corréler ces deux modèles dans un même référentiel.

En fait, les formes internes et externes sont des objets dynamiques et déformables, soumises à des forces internes et externes, par exemple dues aux mouvements naturels comme la respiration.

Ainsi, nous devons utiliser des modèles adaptés à ce type d'applications. Une des techniques qui semble prometteuse est le modèle particulaire régi par des lois physiques. Les systèmes à particules sont des outils puissants pour modéliser des comportements plastique, élastique, visqueux ou de fracture. Dans ce modèle, il est possible d'introduire différentes sortes de contraintes géométriques, comme la conservation de volume pour reproduire le comportement des organes incompressibles.

Les données initiales sont des surfaces fermées, définies par un modèle polygonal, implicite ou paramétrique.

Au paragraphe 2, nous introduisons les systèmes à particules, qui seront utilisés au paragraphe 3 pour reconstruire un modèle statique de l'objet. Au paragraphe 4, nous présentons les outils nécessaires pour la simulation des comportements dynamiques et déformables. Quelques exemples illustrent la qualité des résultats obtenus.

Travaux antérieurs

De nombreuses méthodes ont été présentées pour prendre en compte les déformations des objets 3D. Dans [NFD95], une représentation B-spline d'un ventricule est déformée en déplaçant les points de contrôle, simulant ainsi le comportement cinématique de l'organe. Les superquadriques ont aussi beaucoup été utilisées pour modéliser des surfaces déformables, puisqu'elles peuvent être modifiées localement et globalement [PMY94].

Les systèmes à particules sont une autre technique intéressante. Ils ont été introduits par [Ree83] pour modéliser du feu et des explosions avec des particules sans interaction entre elles. Les systèmes à particules ont depuis été largement utilisés pour modéliser des surfaces déformables dans différentes applications. [ST91] présente un modèle de surface avec des particules orientées, qui permet de joindre, de déchirer ou d'étendre des surfaces. Il propose aussi une voie pour la reconstruction de telles surfaces. [WTMT95] définit un système à particules aussi réaliste que ceux obtenus avec des systèmes continus, et qui peut être utilisé pour modéliser une grande variété de surfaces déformables comme la peau, du papier ou du tissu.

Les systèmes à particules ont aussi été utilisés pour les volumes déformables. [Lom96] décrit une méthode de modélisation des muscles avec des particules orientées et des surfaces implicites. [MC96] applique les systèmes à particules pour la simulation des comportements dynamiques des organes humains.

Ils sont aussi intéressants dans le cadre de la reconstruction géométrique. Dans [SG95], les lignes, les surfaces puis les volumes sont remplis de particules pour obtenir un maillage spatial, appelé «bubble-mesh».

Quelques travaux ont été présentés dans le domaine de la reconstruction d'objets volumiques déformables. Néanmoins, dans [CDA96], les organes sont reconstruits à l'aide de tetraèdres en utilisant une méthode de maillage par simplexes. Le résultat est ensuite utilisé dans un simulateur chirurgical.

Quelques auteurs se sont intéressés aux déformations sous contraintes. [PB88] donne une énumération des contraintes ainsi qu'une solution pour les résoudre. [PBP96] résout la difficile contrainte de déformation à volume constant pour des modèles triangulés.

Mais tous ces travaux ont été effectués soit dans le domaine de la reconstruction de formes statiques, soit dans le domaine de l'animation. Peu de travaux font le lien entre reconstruction et animation. L'originalité de notre travail est de présenter une démarche complète, c'est à dire une reconstruction qui prenne en compte les paramètres physiques et dynamiques de l'objet.

2 Description des systèmes à particules

De par leur simplicité, les particules sont de loin les objets les plus faciles à utiliser, mais elles peuvent être utilisées pour réaliser des comportements complexes, notamment des objets déformables sous contraintes.

Une particule est un objet qui a une masse, une position, une vitesse et répond à des forces régies par les lois de Newton. Ces forces peuvent être de deux types :

- les forces internes qui représentent l'interaction entre les particules. Elles peuvent être définies par des forces d'interaction spatiale dont la magnitude dépend de la distance entre les particules (attraction/ répulsion).

– les forces externes, par exemple la collision avec les obstacles ou la gravité, qui agissent indépendamment sur chaque particule.

La méthode consiste à remplir de particules un modèle surfacique, ce qui fournit un échantillonage régulier ou adaptatif de l'espace intérieur de l'objet. Ce modèle semble un bon compromis entre le temps d'affichage, le réalisme et l'espace mémoire, sachant qu'une précision modeste est suffisante (1 à 2 mm).

2.1 Interaction entre particules au cours de la reconstruction

Pour modéliser les interactions et assurer la cohésion entre les particules, nous utilisons le potentiel de *Lennard-Jones* (issu de la cristallographie) et la force dérivée (Fig. 1) :

$$E(r) = \frac{\varepsilon}{m-n}\left[m\left(\frac{r_0}{r}\right)^n - n\left(\frac{r_0}{r}\right)^m\right]$$

$$\text{et } \vec{f}(r) = \overrightarrow{grad}\,(E(r))$$

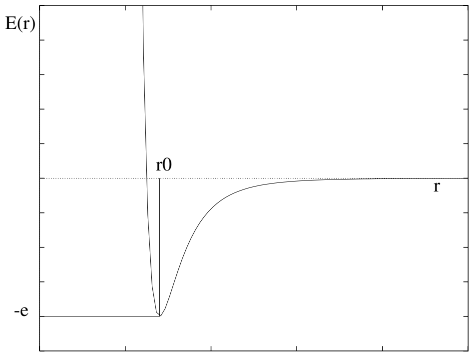


FIG. 1 - *Potentiel de Lennard-Jones*

où r_0 est la distance de repos, r la distance entre les particules, ε l'amplitude, n et m sont deux paramètres qui permettent de définir la forme de la courbe (n=2*m le plus souvent).

Cette force est divisée en deux parties : une répulsion à courte distance pour $r < r_0$, et une attraction à longue distance pour $r > r_0$.

Mais cette force peut introduire des oscillations autour de la position de stabilité, et quelques auteurs ont proposé de nouvelles formulations pour les éviter [Lom96].

2.2 Réponse à la collision

Pour garder les particules à l'intérieur d'une frontière fermée, nous utilisons une force de collision. Le problème de la détection de la collision entre la particule avec un obstacle peut être réduit à un calcul de distance entre une sphère et un plan.

Le schéma (2) illustre la réponse à une collision définie par la vitesse de la particule après collision $\vec{v} = \vec{v}_t - r.\vec{v}_n$ où r est le coefficient de restitution ($r = 1$ pour une super-balle, $r = 0$ la particule ne rebondit pas).

Si une particule rencontre le contour avec une vitesse tangentielle $\vec{v}_t$ nulle, alors il y a contact (Fig. 3). La force de contact appliquée sur la particule, $\vec{f_c} = -\left(\vec{n}.\vec{f}\right)\vec{f}$, laisse la particule glisser le long du contour.

Pour prendre en compte le frottement, il suffit de rajouter une force de friction $-k(-\vec{f}.\vec{n})\vec{v}_t$ qui agit tangentiellement au plan de contact.

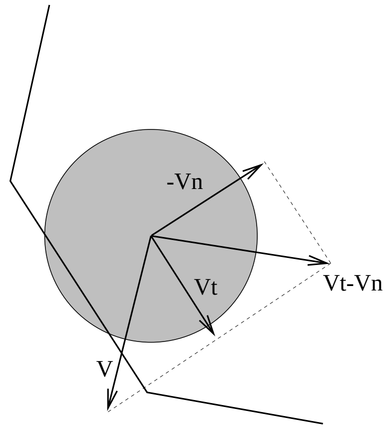


FIG. 2 - *Réponse à la collision*

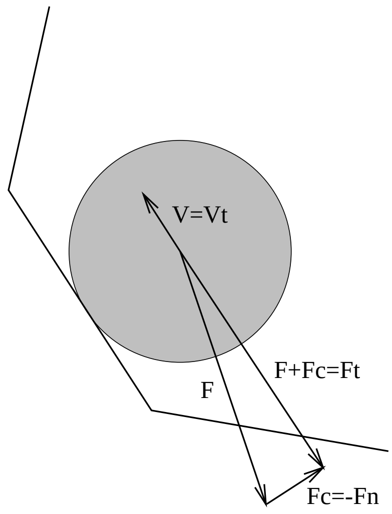


FIG. 3 - *Réponse au contact*

3 Reconstruction de volumes

Le but est de reconstruire un volume à partir de contours surfaciques fermés (par exemple un ensemble de facettes). Nous proposons un modèle capable de prendre en compte une grande variété de formes, avec branches et trous. Le principe de cette reconstruction est de remplir un volume statique avec des particules.

Pour minimiser le nombre de particules générées tout en respectant le critère de précision, nous commençons par de grosses particules aux centre de l'objet ; ensuite, lorsque l'on s'approche du contour, la taille et la masse des particules sont réduites, afin de mieux approximer le contour.

Ainsi, la reconstruction multi-couche s'effectue en différentes étapes :

- Initialisation des particules
- Répéter jusqu'à obtenir la précision souhaitée :
  - Détermination des paramètres et génération de nouvelles particules
  - Calcul des forces d'interaction et de collision
  - Calcul des positions des particules par intégration des forces

Cette méthode autorise un remplissage maximum qui est important pour modéliser facilement la conservation du volume lors de déformations.

3.1 Particules en couches

Nous utilisons le système de particules décrit précédemment. Chaque particule est définie par :

Les paramètres de distance minimum et maximum ont été introduits pour modéliser les particules en couches, une notion qui a été introduite par [Jim93] : une peau, qui assure la cohésion, entoure le derme, qui permet la déformation, ce même derme entoure le noyau, qui fournit la forme globale de l'objet (Fig. 4). Ainsi, les particules de chaque couche se trouvent restreintes à une zone dont elles ne peuvent sortir, ce qui permet d'éviter le mélange des couches, notamment que de petites particules ne se retrouvent inutilement au milieu du noyau.

Ce modèle permet de réduire de beaucoup le nombre de particules. Une illustration dans le cas 2D est montré par les figures (5) et (6).

- une position P,
- une vitesse $\vec{v}$,
- des forces externes $\vec{f}$,
- un rayon R,
- une masse m, proportionnelle au volume
- une distance minimum au contour d_{min}
- une distance maximum au contour d_{max}

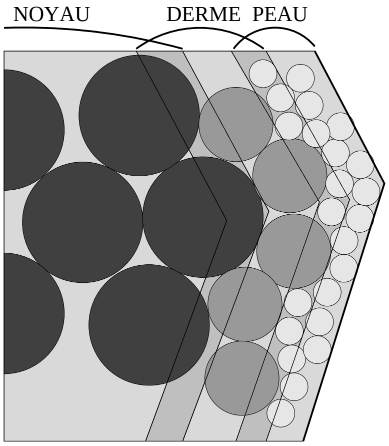


FIG. 4 - *Structure de couches*

Le noyau est modélisé en premier à l'aide de grosses particules et d'une grande distance d_{min}, pour les maintenir éloignées du contour. Ensuite, on fait décroître le rayon ainsi que d_{min} pour permettre à des particules de plus en plus petites de se rapprocher du contour, afin d'affiner la forme reconstruite.

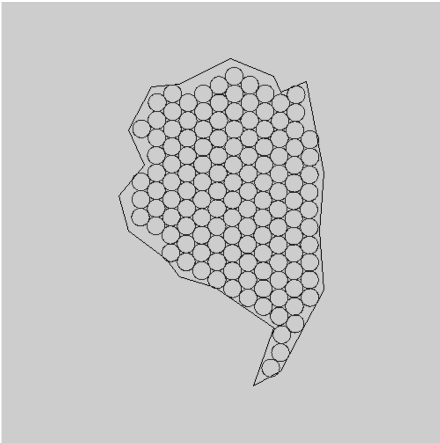


FIG. 5 - *Mono-couche : approximation grossière avec 134 particules*

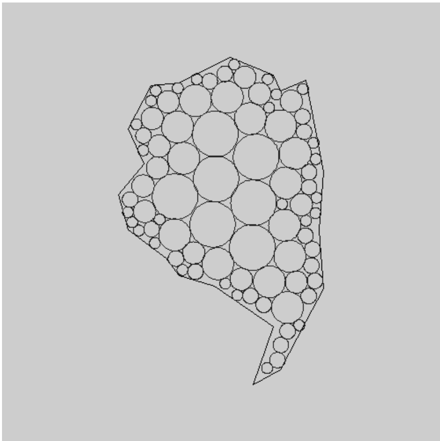


FIG. 6 - *Multi-couches : meilleure reconstruction avec 82 particules*

3.2 Génération des particules

Pour remplir une région avec des particules de taille variable, nous initialisons le processus en créant des grosses particules à l'intérieur du contour. Ensuite, nous définissons des règles simples pour créer de nouvelles particules autour des premières. Cela permet de réduire le nombre de particules tout en augmentant la précision du modèle reconstruit.

Ces règles sont :

1. les nouvelles particules ne doivent pas perturber le système, elles doivent être introduites à coté de particules existantes qui sont immobiles.
2. pour ne pas faire «exploser» le système, les particules doivent être créées à proximité de la position d'équilibre (Fig. 7). Nous considérons la sphère de rayon $d = \alpha(R + R_c)$ où R est le rayon de la particule existante, R_c celui de la particule à créer, et α le coefficient de proximité. Quand $\alpha = 1$, les particules sont tangentes, et pour $\alpha < 1$,

elles se superposent, permettant de créer plus de particules mais rendant le système plus instable. Ensuite, nous tirons aléatoirement des points sur cette sphère, qui seront des positions potentielles pour de nouvelles particules. Enfin, nous vérifions qu'aucune autre particule P', de rayon R', ne se trouve déjà à cette position, ce qui revient à considérer la condition $dist(P', P_c) \geq \alpha(R' + R_c)$.

3. ensuite, nous devons vérifier que les particules sont générées dans leur zone : $dist(contour, P_c) \geq dmin_c + R_c$ et $dist(contour, P_c) \leq dmax_c - R_c$

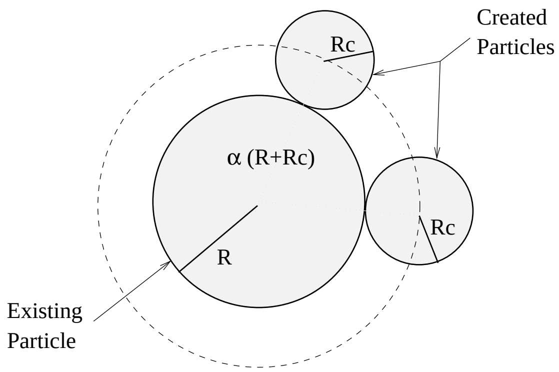


FIG. 7 - *Génération de nouvelles particules*

Ensuite, les mouvement des particules sont régis par les lois de la physique. Chaque fois qu'une particule est ajoutée, elle interagit avec toutes les autres particules jusqu'à obtenir un équilibre global. Les nouvelles positions p des particules au temps $t + dt$, sont calculées par intégration des forces $\vec{f}$ puis des vitesses $\vec{v}$ à t, à l'aide de la méthode d'*Euler* au premier ordre :

$$\vec{v}(t + dt) = \vec{v}(t) + \vec{f}(t)/m * dt$$

$$p(t + dt) = p(t) + \vec{v}(t) * dt$$

Lorsqu'une position stable a été atteinte pour toutes les particules et qu'il n'est plus possible d'en créer de nouvelles, le rayon et la masse, proportionnellement au volume, sont réduits et les nouveaux paramètres de distance sont alors calculés pour permettre aux particules de se rapprocher du contour et dans le même temps les empêcher de se mélanger avec la couche de taille supérieure.

Enfin, nous répétons les étapes 1 à 3 jusqu'à atteindre un seuil, qui peut être une précision de reconstruction, un nombre de couches maximal ou encore un rayon minimal pour les particules.

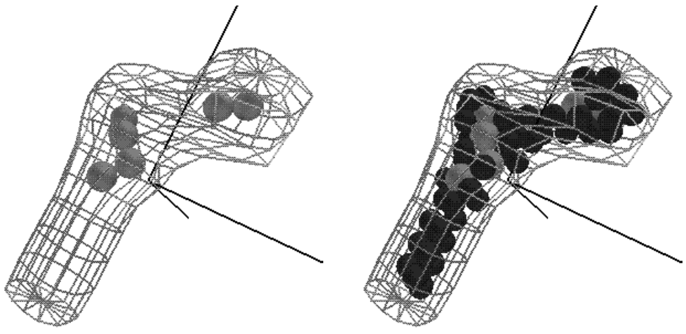
L'évolution, lors de la reconstruction d'une tête fémorale, est illustrée, dans le cas 3D, par la figure (8).

4 Simulation dynamique de la déformation des objets

A la section précédente (§3), nous avons défini un modèle particulaire permettant de prendre en compte facilement la déformation des objets.

L'altération de la forme est introduite par la rencontre avec des obstacles (qui peuvent être fixes ou mobiles), ce qui résulte en un déplacement des particules composant la «peau». Ensuite, ce mouvement est propagé à l'intérieur de l'objet. Les liens internes entre les particules sont définis à l'aide soit de ressorts, soit de forces d'interaction spatiale.

Après la phase de reconstruction du volume, si nous considérons que l'objet n'est pas «très» déformable, nous modélisons la relation entre les particules avec des ressorts, ce qui réduit fortement la complexité du système puisque le voisinage de chaque particule est connu et ne



(a) 1^{re} couche (b) 2^{e} couche (c) 3^{e} couche

FIG. 8 - *Évolution de la reconstruction d'un fémur*

varie pas au cours du temps. Par compte, cette relation de voisinage impose qu'il n'y ait pas de variation importante de topologie. Sinon, si l'objet est «très» déformable, nous utilisons des forces d'interaction spatiale, comme la formulation de *Lennard-Jones*. Cela permet de prendre en compte des changements de topologie de l'objet (cassure, apparition d'un trou...)

4.1 Formulation des déformations avec des ressorts

Pour calculer la force exercée par la particule #2 sur la #1, nous écrivons :

$$\vec{f}_{1\to 2} = -\left[k_r(r-l) + k_a\frac{\vec{v}.\vec{r}}{r}\right]\frac{\vec{r}}{r}$$

$$\text{et} \quad \vec{f}_{2\to 1} = -\vec{f}_{1\to 2}$$

où : k_r , rigidité $\quad \vec{r} = \overrightarrow{P_1P_2}$
k_a , amortissement $\quad \vec{v} = \vec{v_2} - \vec{v_1}$

La constante de rigidité définit les caractéristiques du matériau, alors que la constante d'amortissement agit sur la déformabilité. Ces deux paramètres permettent de modéliser des comportements aussi différents que celui de l'argile ou de la super-balle.

Malheureusement, les ressorts ont tendance à augmenter la résistance de l'objet, et des déformations importantes ne sont pas autorisées. Pour résoudre ce problème, un ressort peut être détruit quand son allongement dépasse un coefficient de cohésion. Alors, l'objet peut se séparer en plusieurs morceaux, simulant une fracture.

Dans [TF88], des comportements élastiques et inélastiques sont simulés par simple combinaison d'entités élastiques, visqueuses et plastiques, mais il y a toujours conservation de la topologie.

4.2 Formulation des déformations avec des forces

Il est aussi possible de remplacer les ressorts par des forces d'interaction comme la force dérivée du potentiel de *Lennard-Jones*, présentée au paragraphe (2.1).

Cette force est utilisée lorsque l'on veut imposer des contraintes aux déformations. Par exemple, la force de répulsion empêche les particules de se superposer, elles glissent l'une contre l'autre. Cela permet donc de modéliser facilement des déformations à volume constant, notamment sans avoir ni à calculer le volume ni à résoudre de système comme dans [PBP96].

D'autres contraintes peuvent être définies en jouant sur les paramètres, par exemple sur l'élasticité ou la malléabilité [PB88].

Dans le cadre de notre application médicale, en coopération avec des médecins (du Christie Hospital à Manchester, GB), nous simulons les comportements des organes à l'aide des systèmes particulaires. Ceci permettra, par comparaison avec des séquences d'images issues du simulateur à rayons X, d'ajuster les paramètres du modèle pour les faire coller à la réalité, et de valider ainsi la qualité du modèle proposé.

4.3 Exemple

Une simulation de déformation d'un objet composé de particules sous l'action d'une autre particule, est présenté à la figure (4.3). Le volume reste constant tout au long de la déformation puisque les particules de l'objet inférieur ne peuvent pas se superposer. La cohésion de l'objet est obtenue par une force d'attraction entre les particules qui le composent.

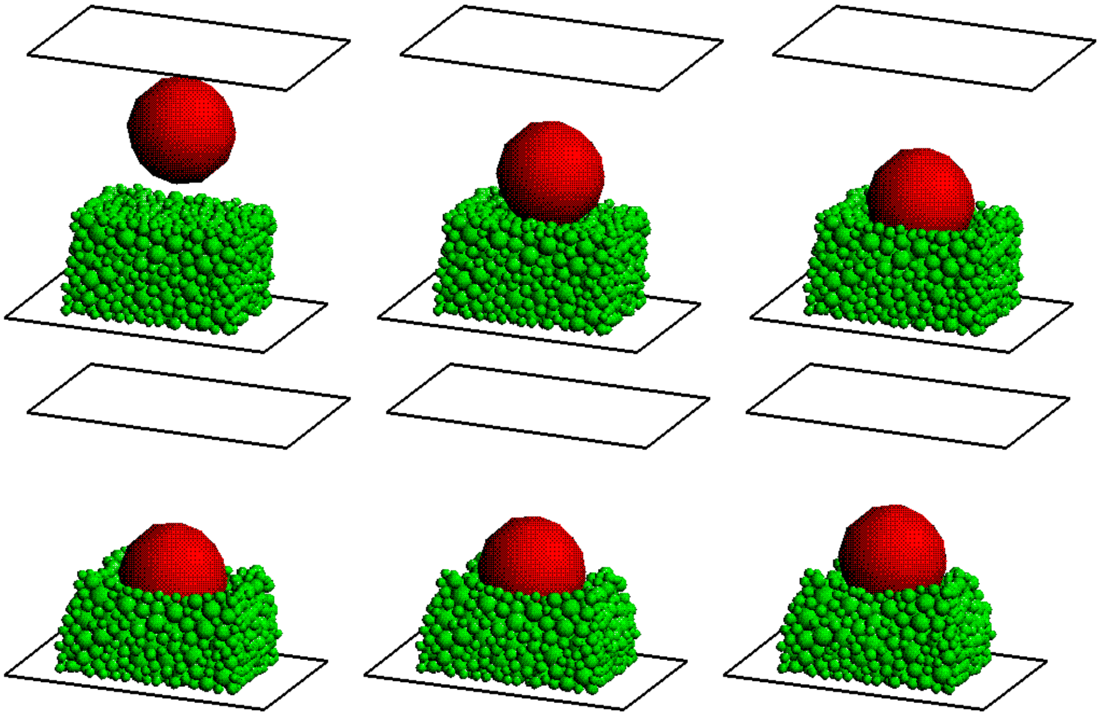


FIG. 9 - *Simulation de déformation*

5 Conclusion: vers un modèle dynamique général

Nous avons présenté une nouvelle technique de modélisation des objets déformables avec un système particulaire. Ce modèle semble être adapté pour être intégré dans un modèle dynamique plus complet des formes internes et externes du corps du patient.

Les systèmes à particules orientées [ST91] peuvent être utilisés pour modéliser la surface externe (la peau du patient) Ainsi, le modèle global est homogène et très simple , puisqu'il n'est composé que de particules, régies par les lois de la physique.

L'utilisation des systèmes à particules évite le difficile problème du calcul des forces de collision et des surfaces de contact entre les objets définis par éléments finis ou par fonctions implicites [DG96]. Par contre, les fonctions implicites peuvent être utilisées pour améliorer la qualité de l'affichage.

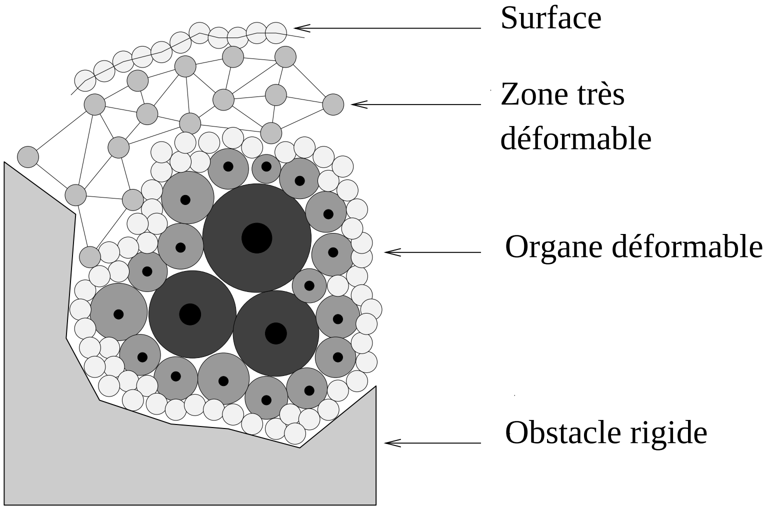


FIG. 10 - *Modèle Complet*

Des objets très différents peuvent être modélisés avec un système à particules. Par exemple, dans notre application médicale (Fig.10) :

- la forme externe est représentée par des particules surfaciques orientées [ST91]
- les organes internes peuvent être modélisés par le système décrit précédemment (§3).
- la zone très déformable autour de l'organe peut elle aussi être modélisée avec des particules, la force d'interaction entre ces particules déterminant la densité de l'environnement.

Références

[CDA96] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Volumetric deformable models for surgery simulation of non-rigid organs. In *4ème séminaire du groupe de travail "Animation et Simulation"*. GDR-PRC AMI (Algorithme, Modélisation et Infographie), Strasbourg, Jan. 1996.

[DG96] M. Desbrun and M.-P. Gascuel. Smoothed particles: a new paradigm for animating highly deformable bodies. In *Proceedings of 7th Eurographics Workshop on Animation and Simulation, EGCAS Poitiers'96*, 1996.

[Jim93] S. Jimenez. *Modélisation et simulation physique d'objets volumiques déformables complexes.* PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, Nov. 1993.

[Lom96] J.-C. Lombardo. *Modélisation d'objets déformables avec un système de particules orientées.* PhD thesis, Université de Grenoble I, Jan. 1996.

[MC96] P. Meseure and C. Chaillou. Modélisation mécanique pour la simulation d'actes chirurgicaux. In *4ème séminaire du groupe de travail "Animation et Simulation"*. GDR-PRC AMI (Algorithme, Modélisation et Infographie), Strasbourg, Jan. 1996.

[NFD95] M. Neveu, D. Faudot, and B. Derdouri. Superquadriques-B-déformables pour la reconstruction 3D. *Technique et Science Informatiques*, 14(10):1291–1314, Oct. 1995.

[PB88] J. C. Platt and A. H. Barr. Constraint method for flexible models. In *Proceedings of SIGGRAPH'88*, pages 279–288. Computer Graphics, 1988.

[PBP96] E. Promayon, P. Baconnier, and C. Puech. Physically-based deformations constrained in displacements and volume. In *Eurographics'96, Poitiers*, pages C155–164, Aug. 1996. Computer Graphics Forum, vol 15(3).

[PMY94] J. Park, D. Metaxas, and A. Young. Deformable models with parameter functions: application to heart-wall modeling. In *Proc. of IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), Seattle, WA*, pages 437–442, june 1994.

[Ree83] W. T. Reeves. Particle systems: a technique for modeling a class of fuzzy objects. In *Proceedings of SIGGRAPH'83*, pages 359–376. Computer Graphics, 1983.

[SG95] K. Shimada and D. C. Gossard. Bubble mesh: automated triangular meshing of non-manifold geometry by sphere packing. In *Third Symposium on Solid Modeling and Applications, Salt Lake City, Utah*, pages 409–419, May 1995.

[ST91] R. Szeliski and D. Tonnesen. Surface modeling with oriented particle systems. Technical Report CRL 91/14, DEC, Cambridge Research Lab, Dec. 1991.

[TF88] D. Terzopolous and K. Fleicher. Modeling inelastic deformation: viscoelasticity, plasticity, fracture. In *Proceedings of SIGGRAPH'88*, pages 269–278. Computer Graphics, 1988.

[WTMT95] Y. Wu, D. Thalmann, and N. Magnenat-Thalmann. Deformable surfaces using physically based particle systems. In R. Earnshaw and J. Vince, editors, *CGI'95 conference. Computer Graphics: Developments in Virtual Environments, Leeds, UK*, pages 205–215, June 1995.