



**HAL**  
open science

## Développement de nouvelles technologies pour la formation aux gestes médico-chirurgicaux

Florence Zara, Lucile Vadcard, Tanneguy Redarce

► **To cite this version:**

Florence Zara, Lucile Vadcard, Tanneguy Redarce. Développement de nouvelles technologies pour la formation aux gestes médico-chirurgicaux. *Connaissances et systèmes technologiques pour la santé.*, 4, ESKA, pp.30-35, 2014, *Annales des Mines - Réalités industrielles*, 9782747223881. 10.3917/rindu.144.0030 . hal-01313182

**HAL Id: hal-01313182**

**<https://hal.science/hal-01313182>**

Submitted on 5 Apr 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

## Développement de nouvelles technologies pour la formation aux gestes médico-chirurgicaux

Florence Zara<sup>1</sup>, Lucile Vadcard<sup>2</sup>, Tanneguy Redarce<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, CNRS, Université Lyon 1, LIRIS, UMR5205, F-69622

<sup>2</sup> Laboratoire des Sciences de l'Éducation, Université Grenoble Alpes

<sup>3</sup> Université de Lyon, CNRS, INSA de Lyon, Laboratoire Ampère, UMR5005, F-69621

Simulateurs de gestes médicaux, modèle numérique, dispositif haptique, apprentissage.

La plupart des formations médicales visent à développer chez les stagiaires une articulation des savoirs théoriques et pratiques. La formation *in situ* est indispensable pour éprouver la théorie, développer la dextérité manuelle, et les capacités de prise de décisions inhérentes à ce type d'activités. Mais la formation actuelle sur le terrain peut comporter des risques pour le patient. Se pose alors la question récurrente en milieu médical d'un lieu de formation qui permettrait la pratique des gestes à risque, sans risque pour le patient et qui présenterait les caractéristiques nécessaires pour développer chez les stagiaires des savoirs opératoires et transférables aux situations réelles. Les systèmes d'entraînement par simulation peuvent être une réponse à ce problème de formation, à condition qu'ils intègrent une réflexion sur les enjeux de la formation et des développements techniques permettant leur réalisation. Nous présentons dans cet article, comment de tels simulateurs doivent être conçus couplant une partie numérique, un dispositif physique et un composant pédagogique.

## 1. Introduction

La formation réalisée directement auprès du patient pose des problèmes éthiques (exposition du patient à des risques liés à l'enseignement), voire médico-légaux. C'est pourquoi la formation repose majoritairement sur l'observation alors que l'apprentissage a besoin d'être éprouvé dans la pratique et que le maniement d'instruments chirurgicaux nécessite une dextérité et une compréhension complète de la situation. Par ailleurs, compte tenu des contraintes temporelles, du nombre important de situations différentes possibles, l'enseignement *in situ* ne peut pas prendre en charge l'ensemble des dimensions nécessaires à la formation.

Les systèmes d'entraînement par simulation peuvent être une réponse à ce problème de formation à condition qu'ils intègrent une réflexion sur les enjeux de la formation ainsi que des développements techniques permettant leur réalisation. Mais l'efficacité de tels outils de formation passe par la pertinence sur le plan pédagogique des situations proposées et par le réalisme adéquat de la simulation permettant une immersion de l'apprenti dans le scénario proposé.

Les avancées technologiques et les ressources de calculs des machines actuelles permettent la mise au point de nouveaux simulateurs qui font interagir (i) un instrument usuel à manipuler par le médecin à l'aide d'un dispositif haptique permettant de rendre les sensations éprouvées dans la réalité ; (ii) un modèle numérique (partie dite de Réalité Virtuelle) permettant un rendu visuel de la réalité ou permettant au contraire de voir les zones usuellement cachées pour une meilleure compréhension du geste ; (iii) et un composant pédagogique proposant différents scénarios pertinents pour l'apprentissage.

Une approche pluridisciplinaire est alors indispensable pour concevoir de tels simulateurs dont l'apport final pour l'apprentissage doit ensuite être évalué par rapport à une formation utilisant des outils plus traditionnels.

Nous détaillons dans la suite de cet article, l'élaboration des différents composants constituant ces nouveaux simulateurs d'apprentissage aux gestes médicaux.

## 2. Composant pédagogique

L'enjeu actuel des dispositifs de formation aux gestes médico-chirurgicaux est de penser leur complémentarité avec la formation traditionnelle au lit du malade, et non pas de se placer dans une logique de substitution qui considère que la reproduction du réel est la panacée de la formation, logique dont les limites ont déjà été discutées [BWF97], [N05]. Ces travaux montrent en particulier que ce qui est possible du point de vue de la technique n'est pas forcément souhaitable du point de vue de la formation. Car la valeur ajoutée des dispositifs techniques de formation est de permettre à l'utilisateur de développer une compréhension des gestes, conjointement à leur réalisation. Il s'agit en quelque sorte d'inverser les rapports de subordination entre action et compréhension : alors que l'action est première sur le lieu du travail du fait des contraintes d'efficacité qui lui sont attachées, elle devient un moyen d'accéder à la compréhension lorsqu'il s'agit de formation sur dispositifs techniques.

Dès lors, la conception des formations doit intégrer une réflexion didactique et pédagogique spécifique qui permette aux utilisateurs de développer une représentation fonctionnelle des objets et processus constitutifs du geste médical. Deux étapes principales constituent cette approche : la modélisation et la transposition.

- La modélisation consiste à identifier dans l'activité professionnelle visée les modes d'action possibles, les critères de validité utilisés, les connaissances mises en jeu. Il s'agit de comprendre les prises de décisions d'action et de validation liées aux gestes experts. Les méthodes utilisées à cette étape sont l'observation *in situ*, les entretiens d'explicitation.
- La transposition consiste à définir, à partir des éléments précédents, les focalisations, découplages, amplifications et réductions qui seront propices à la formation [SR98]. Ici les représentations de type visualisations sont des appuis qu'il ne faut pas négliger, qui permettent des effets non conformes au réel (déformations, mise en évidence d'éléments, visualisations de processus internes) qui peuvent être propices au développement de la compréhension. Lors de cette étape de transposition, on privilégie la fidélité épistémique sur le réalisme physique. On y définit les éléments constitutifs du dispositif de formation (les modes d'interaction, en particulier), les situations qui seront proposées et les critères de suivi et d'évaluation des utilisateurs. Un des points importants est d'identifier la nature et la temporalité des *feedbacks* qui seront proposés à l'utilisateur ; l'enjeu étant d'aller vers des systèmes qui couplent liberté d'usage au niveau des modes d'actions et intelligence des *feedbacks* produits. Sur cette dimension le réalisme fonctionnel est davantage propice à la formation [CLVT10].

Ce n'est donc qu'au prix d'une étude des caractéristiques de chaque spécialité, et en fonction des objectifs de chaque formation, que les spécifications didactiques et pédagogiques peuvent être définies. Finalement il semble que, comme souvent, l'approche la plus prometteuse soit celle qui présente le plus de difficultés et requiert le plus d'efforts.

### 3. Modèle numérique

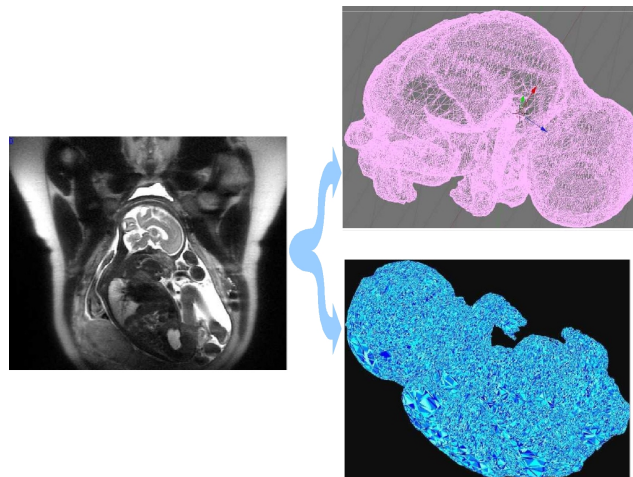
Le modèle numérique doit permettre de visualiser le comportement des organes durant les gestes pratiqués par le médecin. Son niveau de réalisme peut être variable en fonction des besoins identifiés pour l'apprentissage. Notons que pour certains gestes, ce réalisme doit être assez important, afin de restituer le comportement exact des organes au cours de l'intervention. Le modèle numérique s'appuie alors sur une simulation biomécanique des organes en interaction entre eux et/ou avec les instruments médicaux. L'élaboration d'une telle simulation se fait alors en plusieurs étapes que nous allons détailler.

#### 3.1. Modélisation géométrique des organes

Dans un premier temps, il s'agit de concevoir les modèles dits géométriques des organes (*cf.* Figure 1). Les images médicales (IRM, scanners) sont alors segmentées, c'est-à-dire que les organes visés sont entourés et la superposition de ces images va permettre de concevoir au final le maillage dit surfacique des organes (surface dans l'espace 3D délimitant le contour de l'organe).

A partir de ce maillage surfacique, un maillage dit volumique est créé constitué de plusieurs éléments qui sont généralement des hexaèdres ou des tétraèdres. Ce maillage volumique est utilisé pour réaliser la simulation 3D du comportement des organes.

Même si de nombreuses avancées ont été réalisées pour automatiser la construction de ces maillages à partir des images médicales, certaines difficultés apparaissent encore quant à leur automatisation complète (phase nécessaire si nous souhaitons à terme proposer des simulateurs dits « patient spécifique », c'est-à-dire des simulateurs dont l'utilisation permettrait un entraînement directement basé sur les données d'un patient en particulier avant par exemple une intervention délicate). Les difficultés résident dans la qualité des maillages (éléments dont la forme de base est conservée) et également dans la difficulté de voir sur les images médicales toutes les parties des organes (une partie peut être tronquée, et il s'agit ensuite de pouvoir la reconstruire à partir d'atlas de référence par exemple).



**Figure 1 :** De l'image médicale (à gauche) aux maillages 3D surfacique (en haut) et volumique (en bas) dans le cas de la réalisation du modèle géométrique d'un fœtus pour la conception d'un simulateur d'accouchement [BZSRG13].

### 3.2. Modélisation physique des organes

La seconde phase de la conception du modèle numérique consiste à définir le modèle physique des organes [NMKBC06]. Il s'agit avant tout de déterminer la loi de comportement des organes et de choisir un modèle approprié en fonction du réalisme souhaité.

En effet, rappelons que tout objet déformable est caractérisé par une loi de comportement qui définit la déformation que l'objet subit en fonction des contraintes qui lui sont appliquées (rapport entre les forces exercées sur l'objet et la surface sur laquelle elles sont appliquées). Les organes (également appelés tissus mous) suivent généralement une loi de comportement dite non linéaire c'est-à-dire qu'en grandes déformations (au delà de 10 % de la taille de l'objet considéré), l'objet ne revient pas de manière linéaire à son état précédent la déformation.

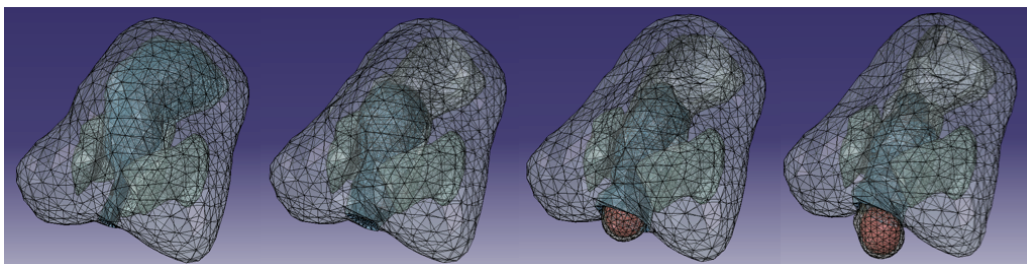
Le niveau de réalisme visé dans le simulateur est alors à prendre en considération pour cette phase de la conception du modèle numérique. En effet, des modèles physiques simples tels que les systèmes masses-ressorts peuvent être employés pour assurer des temps de calculs

interactifs, mais par contre le comportement des organes n'est pas totalement réaliste puisque ce modèle est linéaire. Si une modélisation précise est requise, la méthode des éléments finis sera préférée car elle permet la résolution des équations de la mécanique des milieux continus qui intègrent directement les lois de comportements et paramètres physiques des objets déformables simulés.

Les verrous scientifiques qui restent à lever concernent la caractérisation des lois de comportement de chacun des organes du corps humain et des paramètres physiques qui leurs sont associés. En effet, ces lois de comportement sont mises en évidence à partir de tests mécaniques (de type tractions, cisaillement, etc.) qui sont difficilement réalisables sur les tissus vivants et dont les résultats sont faussés sur les tissus morts. Par ailleurs, notons que dans le cadre de la réalisation d'un simulateur qui ne se focalise pas uniquement sur un seul organe, la difficulté concerne la modélisation du comportement de plusieurs organes en interaction et donc la solution adéquate ne consiste pas forcément à vouloir modéliser chacun des organes avec précision (le coût de calcul serait alors trop important pour l'interactivité), mais d'essayer de restituer le comportement global de ces organes.

### 3.3. Simulation biomécanique interactive

La dernière phase consiste à mettre en place la boucle de simulation. A chaque pas de temps de la simulation, il s'agit de calculer les forces qui sont exercées sur les organes (forces internes et forces de collisions entre les organes et/ou avec des instruments). Nous pouvons alors en déduire les accélérations de chacun des éléments constituant les organes grâce au principe fondamental de la dynamique. Enfin, la dernière étape consiste à calculer à partir des accélérations, les vitesses et positions de chacun des éléments par l'emploi d'une intégration numérique. La Figure 2 illustre ainsi la simulation des organes pelviens de la femme enceinte en interaction avec le fœtus, afin de reproduire le comportement des organes au cours de la descente du fœtus durant l'accouchement.



**Figure 2 :** Simulation de la descente du fœtus au cours de l'accouchement [BZSRG13].

Les verrous technologiques et scientifiques qui restent encore à lever à ce niveau concernent essentiellement les dispositifs à mettre en place pour assurer d'une part des temps de calculs suffisamment rapides pour le caractère interactif du simulateur (compromis à trouver entre la précision des résultats et leurs temps de calcul), et d'autre part le couplage entre le modèle numérique et le dispositif haptique afin que les mouvements de l'utilisateur soient pris en compte au sein de la simulation et que les calculs effectués au sein de celle-ci soient répercutés sur le dispositif haptique.

## 4. Dispositif physique

Il est nécessaire que le médecin puisse retrouver avec l'interface haptique les mêmes sensations qu'en salle d'opération (en salle d'accouchement dans notre exemple illustré par la Figure 3). Indépendamment des sensations, il doit aussi pouvoir retrouver son environnement (dans l'exemple il s'agit du bassin maternel, des forceps, de la tête du fœtus, et des repères anatomiques sur le bassin). Ceci ne peut être obtenu qu'à la condition de développer une interface dédiée pour chaque application, l'interface haptique standard ne permettant pas un rendu de qualité au médecin.



**Figure 3 :** Interface haptique réalisée dans le cadre d'un simulateur pour l'apprentissage de la pose des forceps au cours d'un accouchement instrumenté [MR11].

Dans cet exemple nous avons développé un système basé sur un mannequin, déjà utilisé pour l'apprentissage de l'accouchement dans les écoles de sages-femmes, que nous avons instrumenté afin de pouvoir effectuer des mesures (position et orientation de la tête du fœtus lors de la descente de celle-ci, efforts lors d'une extraction aux instruments), et des actions (contrôle de la descente de la tête) [LMQ10] [MR11]. La difficulté principale vient du fait que le médecin n'a aucune idée des efforts qu'il produit, par contre nous ne pouvons réaliser des asservissements que sur des grandeurs physique mesurables. Il a ainsi fallu faire un grand nombre de manipulations sur le premier prototype proposé, afin que le médecin puisse valider les déplacements, vitesses et efforts mise en œuvre lors d'un accouchement.

Le suivi des trajectoires calculées par la partie simulation, est relativement facile à mettre en œuvre. Le point délicat reste que lors d'une descente d'un fœtus réalisée aux instruments, il est nécessaire de pouvoir contraindre la simulation afin de lui imposer des déplacements, des vitesses, des accélérations ou des efforts. Ce point reste un verrou sur lequel nous travaillons actuellement.

## 5. Conclusion

Nous avons montré dans ce papier qu'il est possible de réaliser des simulateurs d'apprentissage de geste médicaux. Il reste encore quelques verrous qui, une fois levés,



permettront d'obtenir des simulateurs suffisamment interactifs pour permettre un apprentissage du geste sans risque pour le patient.

Mais il est nécessaire d'y adjoindre aussi un module d'évaluation, afin de pouvoir qualifier l'apprentissage. Des travaux sont en cours actuellement pour essayer de réaliser automatiquement cette qualification lors des séquences d'apprentissage.

Il ne faut pas oublier que le geste n'est qu'une partie de l'acte. Il est nécessaire que le médecin puisse aussi appréhender le dialogue et les échanges nécessaires au sein de l'équipe lors d'un acte médical, pour l'instant cette pratique n'est pas prise en compte.

## 6. Bibliographie

[BWF97] P. Béguin & A. Weill-Fassina (Eds), *La simulation en ergonomie : connaître, agir et interagir*. Toulouse : Octarès.

[BZSRG13] Biomechanical simulation of the fetal descent without imposed theoretical trajectory. R. Buttin, F. Zara, B. Shariat, T. Redarce, G. Grangé. *Computer Methods and Programs in Biomedicine (CMPB)*, 2013.

[CLVT10] V.M. Chieu, V. Luengo, L. Vadcard, and J. Tonetti. Student modeling in orthopedic surgery training: Exploiting symbiosis between temporal Bayesian networks and fine-grained didactic analysis. *Journal of Artificial Intelligence in Education*, 20(3):269-301, 2010.

[LMQ10] Le MQ, Pham MT, Moreau R, Redarce T. Transparency of a pneumatic teleoperation system using on/off solenoid valves. In *IEEE International Symposium in Robot and Human Interactive Communication (Ro-Man 2010)*, pages 15-20, Viareggio, Italy, Sept 12-15, 2010.

[MR11] Moreau R, Pham MT, Brun X, Redarce T, Dupuis O. Simulation of an instrumental childbirth for the training of the forceps extraction: control algorithm and evaluation, *IEEE - Transactions on Information Technology in Biomedicine (TITB)*, 2011, 15(3) : Pages 364-372, doi:10.1109/TITB.2011.2107746

[N05] A.S. Nyssen. Simulation dans le domaine de l'anesthésie. Etudes et réflexions sur les notions de validité et de fidélité. In *Apprendre par la simulation. De l'analyse de travail aux apprentissages professionnels*, P.Pastré (ed.), 269–283, 2005.

[NMKBC06] A. Nealen, M. Müller, R. Keiser, E. Boxerman, and M. Carlson. Physically based deformable models in computer graphics. *Computer Graphics Forum*, 25(4):809–836, 2006.

[SR98] R. Samurçay, J. Rogalski. Exploitation didactique des situations de simulation. *Le Travail Humain*, 61(4):333-359, 1998.

[CJ13] Cifuentes J, Moreau R, Prieto F, Pham MT, Redarce T. Why and how to objectively evaluate medical gestures ? *Elsevier IRBM, Ingénierie et Recherche Biomédicale*, Vol 34, Issue 1, February 2013, pp74-78. <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2012.12.001>.



## Biographies des auteurs

### Florence Zara

Florence Zara a soutenu sa thèse en 2003 alliant calcul haute performance, modélisation physique et Réalité Virtuelle au sein du laboratoire ID-IMAG de Grenoble ; puis a passé deux années d'ATER à Strasbourg en visualisation de données 4D avec une approche permettant la gestion de grandes masses de données (projet INRIA-CALVI au LSIT-IGG) ; et depuis 2005 elle travaille au LIRIS à l'Université Lyon 1 en tant que maître de conférences sur la simulation biomécanique de tissus mous.

Depuis janvier 2007, elle anime le thème F du GdR STIC Santé, thème axé sur l'aide à l'apprentissage de gestes médicaux chirurgicaux. Elle a dans ce cadre animé plusieurs journées thématiques et organisé une école thématique en 2014 autour de la conception de simulateurs de geste médicaux. Par ce biais elle a donc acquis à la fois une bonne connaissance de ce domaine de recherche et de ses enjeux, et une capacité à organiser et gérer des rencontres scientifiques au sein de la communauté. Elle a également co-encadré plusieurs thèses sur la thématique de la modélisation et simulation de tissus mous.

### Lucile Vadcard

Lucile Vadcard est Maître de Conférences en Sciences de l'Education à l'Université de Grenoble. Ses travaux portent sur la modélisation des connaissances pour la conception, l'usage et l'évaluation de dispositifs de formation professionnelle. Elle s'intéresse au domaine médico-chirurgical depuis 15 ans, et y développe une approche didactique de la formation. Elle a participé à de nombreux projets, européens et nationaux, de conception de dispositifs techniques pour la formation médicale : en chirurgie orthopédique, urologie, obstétrique et maïeutique. Elle travaille également en collaboration avec des écoles de santé sur la mise en place des projets pédagogiques et des référentiels de compétences (Kinésithérapeutes, Manipulateurs d'électroradiologie médicale, Infirmiers). Elle a été à l'origine de la mise en place du groupe « *Technology Enhanced Learning in Medical Education* » au sein du réseau d'excellence européen Kaleidoscope en 2007, et est membre active du GdR STIC Santé depuis 2007.

### Tanneguy Redarce

Tanneguy Redarce est enseignant-chercheur à l'INSA de Lyon depuis une trentaine d'années. Il anime l'activité Robotique Médicale depuis les années 2000, après avoir travaillé plus d'une quinzaine d'années en vision 3D industrielle. Il est à l'origine avec Florence Zara de la création du thème F au sein du GdR STIC-Santé, thème axé sur l'aide à l'apprentissage des gestes médicaux chirurgicaux.

Son activité de recherche est principalement centrée sur l'aide et l'apprentissage du geste médical. Le travail actuel porte sur l'évaluation du geste, le développement de simulateur pour l'apprentissage de la pose de cathéter, ainsi que sur le développement d'interfaces haptiques basées sur des actionneurs pneumatiques.

Il a plus d'une trentaine de publications et communications dans ce domaine sur ces cinq dernières années.