

LE DÉVELOPPEMENT DE NOUVELLES TECHNOLOGIES DE FORMATION AUX GESTES MÉDICO- CHIRURGICAUX

La plupart des formations médicales visent à développer chez les étudiants et les stagiaires une articulation entre des savoirs théoriques et des savoirs 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'activité. Mais la formation actuelle sur le terrain peut comporter des risques pour le patient. Se pose alors la question, récurrente dans le milieu médical, de la définition 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 permettre de développer chez les stagiaires des savoirs opératoires transférables aux situations réelles. Les systèmes d'entraînement par simulation peuvent être une réponse à ce problème de formation, à la condition qu'ils intègrent une réflexion sur les enjeux de la formation et des développements techniques permettant leur réalisation. Dans cet article, nous présenterons comment de tels simulateurs doivent être conçus en intégrant un composant pédagogique (didacticiel), une logistique numérique et un dispositif physique (instrumentation chirurgicale).

Par **Florence ZARA ***, **Lucile VADCARD **** et **Tanneguy REDARCE *****

* Université de Lyon 1, CNRS, LIRIS, UMR5205, F-69622.

** Laboratoire des Sciences de l'Éducation, Université Grenoble Alpes.

*** Université de Lyon, CNRS, INSA de Lyon, Laboratoire Ampère, UMR5005, F-69621.

INTRODUCTION

La formation médicale 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 cette formation repose majoritairement sur l'observation, alors que l'apprentissage a besoin d'être éprouvé par la pratique et que le maniement d'instruments médico-chirurgicaux nécessite une grande dextérité et une compréhension complète de la situation. Par ailleurs, compte tenu des contraintes temporelles et du nombre important de situations différentes possibles, l'enseignement médical *in situ* ne peut pas prendre en charge l'ensemble des dimensions qu'il est nécessaire d'inclure dans ce type de formation.

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

Les avancées technologiques et les ressources de calcul des machines actuelles permettent la mise au point de nouveaux simulateurs qui font interagir : a) un instrument usuel manipulable par le médecin à l'aide d'un dispositif haptique permettant de restituer à celui-ci les sensations tactiles éprouvées dans la réalité, b) un modèle numérique (partie dite de « réalité virtuelle ») permettant un rendu visuel de la réalité ou, au contraire, de voir les zones usuellement cachées pour une meilleure compréhension du geste à accomplir, et c) un composant pédagogique proposant différents scénarios pertinents pour l'apprentissage.

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

Nous détaillerons dans la suite de cet article l'élaboration des différents composants constituant ces nouveaux simulateurs d'apprentissage des gestes médico-chirurgicaux.

LE COMPOSANT PÉDAGOGIQUE

L'enjeu actuel en matière de dispositifs de formation aux gestes médico-chirurgicaux est de penser leur complémentarité avec la formation traditionnelle au lit du malade, et non de se placer dans une logique de substitution qui considérerait que la reproduction du

réel serait 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. En effet, 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 des 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 des processus constitutifs du geste médico-chirurgical.

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 et les connaissances mises en jeu. Il s'agit de comprendre les prises de décision, en matière d'action et de validation, liées aux gestes experts. Les méthodes utilisées à cette étape sont l'observation *in situ* et des entretiens d'explicitation.

La transposition vise à définir, à partir des éléments précités, les focalisations, les découplages, les amplifications ou les réductions s'avérant propices à la formation [SR98]. Ici, les représentations de type visualisation sont des appuis qu'il ne faut pas négliger, en ce qu'ils permettent des effets ne reflétant pas strictement le réel (déformations pour la mise en évidence de certains 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 au 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 l'identification de 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'action et intelligence des *feedbacks* produits. Sur cette dimension, on recherche un réalisme fonctionnel afin que le système produise des effets cohérents. [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. Au final, il semble que, comme souvent, l'approche la plus prometteuse soit celle qui présente le plus de difficulté et requiert le plus d'effort.

LE MODÈLE NUMÉRIQUE

Le modèle numérique doit permettre de visualiser le comportement des organes durant l'exécution des gestes par le médecin. Son niveau de réalisme peut varier 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 interagissant entre eux et/ou avec les instruments médicaux. L'élaboration d'une telle simulation s'opère alors en plusieurs étapes, que nous allons détailler ci-après.

Une modélisation géométrique des organes

Dans un premier temps, il s'agit de concevoir les modèles dits géométriques des organes (voir la 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 un maillage dit surfacique des organes (définition d'une surface en trois dimensions délimitant le contour de l'organe considéré).

À partir de ce maillage surfacique, un maillage dit volumique est créé : il est 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 dans le domaine de l'automatisation de la construction de ces maillages à partir des images médicales, certaines difficultés apparaissent encore quant à leur automatisation complète (une phase nécessaire à atteindre 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 relatives à un patient en particulier, avant, par exemple, la réalisation d'une intervention délicate). Les difficultés résident dans la qualité des maillages (les éléments dont la forme de base est conservée) ainsi que 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, par exemple, à partir d'atlas de référence).

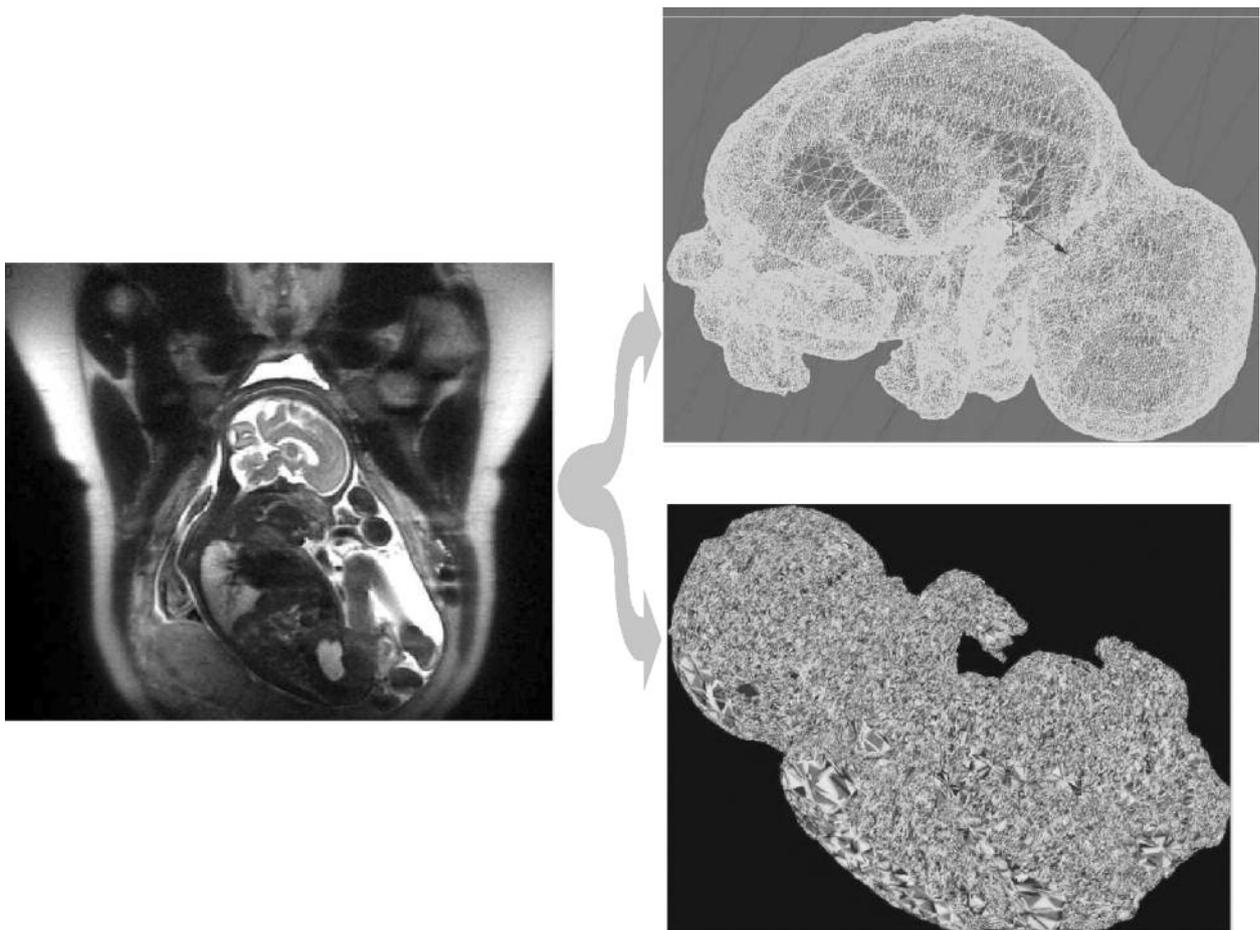


Figure 1 : De l'image médicale (à gauche) aux maillages 3D, surfacique (en haut) et volumique (en bas), dans le cas de la réalisation du modèle géométrique d'un fœtus pour la conception d'un simulateur d'accouchement [BZSRG13].

La 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 cas de déformations importantes (au-delà de 10 % de la taille de l'objet considéré), l'objet ne revient pas de manière linéaire à son état antérieur à 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 calcul interactifs. 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 lui sera préférée : en effet, elle permet la résolution des équations de la mécanique des milieux continus qui intègrent directement les lois de comportement et les paramètres physiques des objets déformables simulés. Les verrous scientifiques qu'il reste à lever concernent la caractérisation des lois de comportement de chacun des organes du corps humain et celle des paramètres physiques qui leur sont associés. En effet, ces lois de comportement sont mises en évidence à partir de tests mécaniques (de type traction, cisaillement, etc.), qui sont difficilement réalisables sur des tissus vivants et dont les résultats sont faussés sur des tissus morts. Par ailleurs, notons que dans le cadre de la réalisation d'un simulateur qui ne se focalise pas sur un seul organe, la difficulté concerne la modélisation du comportement de plusieurs organes en interaction. Par conséquent, la solution adéquate ne consiste pas forcément

à vouloir modéliser chacun des organes avec précision (le coût du calcul nécessaire serait dans ce cas trop important pour obtenir cette interactivité), mais à essayer de restituer le comportement global de ces organes.

Une simulation biomécanique interactive

La dernière phase consiste à mettre en place la boucle de simulation. À 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 collision entre les organes et/ou entre un organe et des instruments chirurgicaux) : nous pouvons alors en déduire les accélérations de chacun des éléments constituant les organes grâce au principe fondamental de la dynamique. Puis, il s'agit de calculer à partir des accélérations, les vitesses et les positions de chacun des éléments au moyen d'une intégration numérique. La Figure 2 montre, par exemple, la simulation des organes pelviens de la femme enceinte en interaction avec le fœtus, permettant de reproduire le comportement des organes durant l'accouchement.

Les verrous technologiques et scientifiques qui restent à lever à ce niveau concernent essentiellement les dispositifs à mettre en place pour assurer, d'une part, des temps de calcul suffisamment rapides pour permettre d'assurer l'interactivité du simulateur (un compromis est alors à trouver entre la précision des résultats et le temps nécessaire à leur 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 par la simulation et afin que les calculs effectués au sein de celle-ci soient répercutés sur le dispositif haptique.

LE DISPOSITIF PHYSIQUE

Il est nécessaire que le médecin puisse retrouver avec l'interface haptique les mêmes sensations qu'en salle d'opération (ou en salle d'accouchement, dans notre

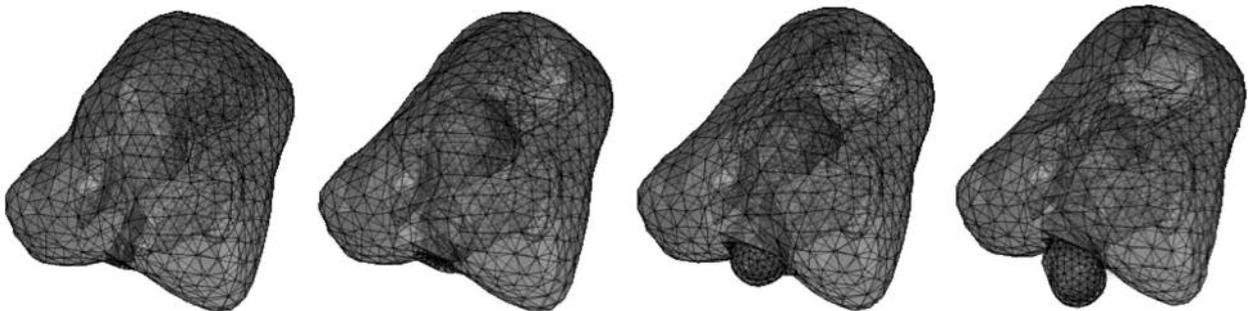


Figure 2 : Simulation en 3D de la descente d'un fœtus (se présentant par la tête) au cours d'un accouchement [BZSRG13].

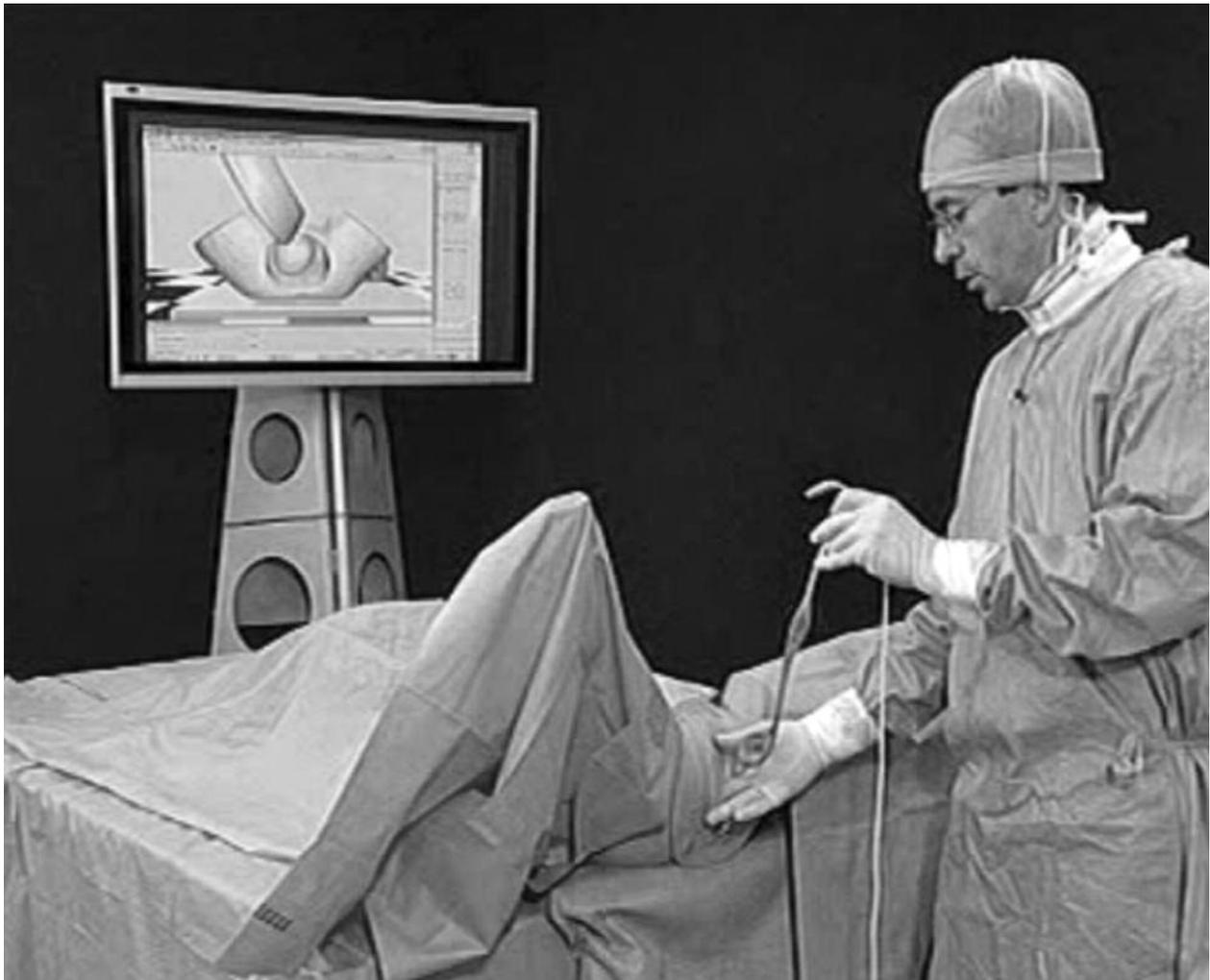


Figure 3 : Interface haptique réalisée pour un simulateur devant servir à l'apprentissage de la pose des forceps au cours d'un accouchement instrumenté [MR11].

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). Cela ne peut être obtenu qu'à la condition de développer une interface dédiée pour chaque application, l'interface haptique standard ne permettant pas au médecin de disposer d'un rendu de qualité.

Dans l'exemple illustré par la Figure 3, nous avons développé un système basé sur un mannequin (du type de ceux qui sont utilisés 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 celui-ci, efforts à exercer 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 de l'intensité des efforts qu'il produit. Par contre, nous ne pouvons réaliser des asservissements que sur des grandeurs physiques

mesurables. Il a ainsi fallu faire un grand nombre de manipulations sur le premier prototype proposé afin que l'obstétricien puisse valider des valeurs indicatives des déplacements, des vitesses et de l'intensité des efforts qu'il est amené à mettre en œuvre lors d'un accouchement.

Le suivi des trajectoires calculées par la partie simulation est, quant à lui, relativement facile à mettre en œuvre. Le point délicat reste que lors de la 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 à lever, c'est ce sur quoi nous travaillons actuellement.

CONCLUSION

Nous avons montré dans cet article qu'il est possible de réaliser des simulateurs d'apprentissage de gestes médico-chirurgicaux complets ajustés aux besoins de

la formation. Il reste encore quelques verrous à lever sur lesquels nous travaillons. Nous pourrions alors disposer de simulateurs suffisamment interactifs pour permettre un apprentissage du geste chirurgical sans risque pour le patient.

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

Enfin, il ne faut pas oublier que le geste médico-chirurgical n'est qu'une partie de l'acte lui-même. Il est ainsi nécessaire que le médecin puisse aussi appréhender le dialogue et les échanges indispensables au sein de l'équipe lors de la réalisation d'un acte médical. Dans les dispositifs que nous concevons, cette dimension n'est pour le moment pas prise en compte.

BIBLIOGRAPHIE

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

[BZSRG13] "Biomechanical simulation of the fetal descent without imposed theoretical trajectory", BUTTIN (R.), ZARA (F.), SHARIAT (B.), REDARCE (T.) & GRANGÉ (G.), *Computer Methods and Programs in Biomedicine* (CMPB), 2013.

[CLVT10] CHIEU (V.M.), LUENGO (V.), VADCARD (L.) & TONETTI (J.), "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), pp. 269-301, 2010.

[LMQ10] LE (M.Q.), PHAM (M.T.), 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), pp. 15-20, Viareggio (Italie), 12-15 septembre 2010.

[MR11] MOREAU (R.), PHAM (M.T.), 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), 15(3), pp. 364-372, 2011 (Doi:10.1109/TITB.2011.2107746).

[N05] NYSSSEN (A.S.). « Simulation dans le domaine de l'anesthésie. Études et réflexions sur les notions de validité et de fidélité », in *Apprendre par la simulation – De l'analyse de travail aux apprentissages professionnels*, PASTRÉ (P.) (Ed.), pp. 269–283, 2005.

[NMKBC06] NEALEN (A.), MULLER (M.), KEISER (R), BOXERMAN (E.) & CARLSON (M.), "Physically based deformable models in computer graphics", *Computer Graphics Forum*, 25(4) pp. 809-836, 2006.

[SR98] SAMURÇAY (R.) & ROGALSKI (J.), « Exploitation didactique des situations de simulation », *Le travail humain*, 61(4), pp. 333-359, 1998.

[CJ13] CIFUENTES (J.), MOREAU (R.), PRIETO (F.), PHAM (M.T.) & REDARCE (T.), "Why and how to objectively evaluate medical gestures?", Elsevier, *Ingénierie et Recherche Biomédicale*, vol. 34, Issue 1, pp. 74-78, février 2013.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2012.12.001>