



**HAL**  
open science

## Simulateur d'accouchement automatisé BirthSIM pour l'apprentissage sans risque des gestes obstétricaux

Richard Moreau, Osama Olaby, Minh Tu Pham, Xavier Brun, Olivier Dupuis

► **To cite this version:**

Richard Moreau, Osama Olaby, Minh Tu Pham, Xavier Brun, Olivier Dupuis. Simulateur d'accouchement automatisé BirthSIM pour l'apprentissage sans risque des gestes obstétricaux. JD-MACS, Jul 2007, Reims, France. hal-00399361

**HAL Id: hal-00399361**

**<https://hal.science/hal-00399361>**

Submitted on 6 May 2019

**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.

# Simulateur d'accouchement automatisé BirthSIM pour l'apprentissage sans risque des gestes obstétricaux

R. MOREAU<sup>1</sup>, O. OLABY<sup>1</sup>, M. T. PHAM<sup>1</sup>, X. BRUN<sup>1</sup>, O. DUPUIS<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Ampère - UMR CNRS 5005

INSA-Lyon, Bâtiment St Exupéry, 25 Avenue Jean Capelle, F-69621 Villeurbanne Cedex, France

<sup>2</sup> Hôpital Lyon-Sud, CHU Lyon Sud, 69495 Pierre-Benite, France

richard.moreau@insa-lyon.fr  
http://www.ampere-lyon.fr/

*Résumé*— Actuellement, l'apprentissage des sages femmes et des obstétriciens est réalisé principalement en salle d'accouchement. Lors d'accouchements difficiles, l'utilisation d'instruments obstétricaux (forceps, spatules ou ventouse) s'avère nécessaire. Or, l'utilisation de ces instruments augmente les risques de lésions pour la mère et le bébé. Dans la pratique, seule l'expérience permet de réduire ces risques.

L'intérêt d'un simulateur d'accouchement est d'offrir la possibilité au corps médical de se former, de s'entraîner, de se confronter à des situations rares, de comparer différentes techniques d'utilisation d'instruments obstétricaux ou d'en valider de nouvelles.

C'est dans ce contexte que le Laboratoire d'Automatique Industrielle (LAI) de l'Institut National des Sciences Appliquées (INSA) de Lyon (Laboratoire Ampère depuis le 1<sup>er</sup> Janvier 2007), en collaboration avec les Hospices Civils de Lyon (HCL), a développé un simulateur d'accouchement, appelé BirthSIM, dont l'objectif à terme est de proposer de nouvelles solutions à la formation des sages femmes et des obstétriciens. Ce papier présente ce nouveau simulateur, ses fonctionnalités et quelques résultats de validation.

*Mots-clés*— Robotique médicale, simulateur d'accouchement, forceps instrumentés, asservissement, régulation, système mécatronique.

## I. INTRODUCTION

Malgré les progrès importants des techniques médicales, le taux de mortalité périnatale en France est resté au même niveau depuis les années 80 [1]. Selon Obst [2], ces résultats seraient une conséquence de la formation traditionnelle : « Les étudiants en médecine suivent d'abord une période de formation purement théorique qui aboutit directement à la pratique en salle d'accouchement ».

Il reste difficile de s'exercer à la pratique des différentes phases de l'accouchement car pendant la formation des étudiants aucun outil efficace n'est utilisé pour permettre de travailler sur les sensations haptiques. En obstétrique l'entraînement à l'utilisation des instruments obstétriques se passe principalement pendant de véritables accouchements. Or, dans ces conditions deux contraintes principales apparaissent : une contrainte temporelle et une contrainte spatiale. La contrainte temporelle est due au fait que les accouchements instrumentaux sont réalisés en situation d'urgence. La contrainte spatiale provient du fait que l'espace de travail de l'équipe médicale est l'intérieur du bassin maternel, ainsi les novices ne voient pas leurs instruments et

les experts ne peuvent pas contrôler les gestes des novices.

Afin de compléter la formation des novices, il existe actuellement plusieurs types de simulateurs d'accouchement qui se distinguent par leur constitution :

- Les simulateurs anatomiques sont généralement des simulateurs avec des mannequins anthropomorphes souvent utilisés dans les écoles de sages femmes et dans les facultés de médecine. Certains de ces simulateurs sont disponibles dans le commerce ;
- Les simulateurs virtuels permettent de visualiser la descente du fœtus dans le bassin maternel [3]. Certains de ces simulateurs proposent un système à retour haptique [4] ;
- Les simulateurs anatomiques instrumentés sont les plus intéressants car ils intègrent les fonctionnalités des deux catégories précédentes [5–7].

Pour plus de détails le lecteur est invité à lire la référence [8] où un tour d'horizon complet et une classification de ces simulateurs ont été effectués en 2004. Ces simulateurs offrent plusieurs avantages : entraînement sans risques pour les patientes, diminution du temps et des coûts de formation, plus grande disponibilité de la salle d'opération.

Actuellement, il n'existe pas de simulateurs anatomiques instrumentés proposant un programme de formation complet. C'est pour pallier cette lacune que le laboratoire Ampère a développé et conçu un nouveau type de simulateur, appelé BirthSIM [9, 10], dans l'objectif de supplanter les simulateurs existants. Ce nouvel outil permettra à terme aux jeunes médecins obstétriciens et aux sages femmes (**opérateurs**) de s'entraîner et de se former sous la supervision d'un expert (**instructeur**). Cet article se divise en trois parties, une première partie présente le simulateur BirthSIM et ses composants. La seconde partie présente l'automatisation du simulateur afin de reproduire dix procédures importantes lors de l'apprentissage des gestes obstétricaux avec une réelle volonté de rendre des forces expulsives mises en jeu sur le mannequin asservis ou régulés en position, vitesse ou effort. La troisième partie présente l'interface visuelle développée pour l'apprentissage des gestes obstétriques.

## II. LE SIMULATEUR BIRTHSIM

### A. Présentation du cahier des charges médical

Le cahier des charges mis en place avec l'aide de l'obstétricien peut se résumer comme suit :

- Simulation de la résistance des muscles qui tendent à retenir l'avancée du fœtus ;
- Simulation des contractions utérines et des efforts de poussée abdominale ;
- Affichage en temps réel de la position de la tête fœtale et des différents types d'effort à partir des données issues des mesures ;
- Formation à l'accouchement eutocique (expulsion spontanée du fœtus et du placenta) ou avec instruments (forceps, spatules ou ventouse) ;
- Répétabilité d'une même manipulation (niveau de présentation de la tête fœtale, force résistante, amplitude et fréquence des différents efforts).

Le simulateur BirthSIM a été développé pour répondre à ce cahier des charges, ainsi il est composée de trois parties distinctes (figure 1) :

- Une partie mécanique composée de mannequins anthropomorphes automatisées (bassin maternel et tête fœtale) ;
- Une partie électro-pneumatique composée d'un actionneur pneumatique qui permet de reproduire les différents efforts mis en jeu (contractions utérines, poussées volontaires) et d'un système rotatif afin de reproduire différents types d'accouchement ;
- Une interface de visualisation qui permet de voir en temps réel la localisation précise de la tête fœtale et des instruments obstétricaux par rapport au bassin maternel. Une interface a également été développée pour visualiser les efforts mis en jeu et paramétrer les différentes procédures d'accouchement.

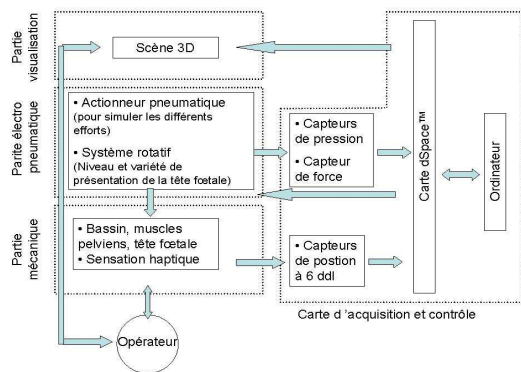


Fig. 1. Schéma de principe du simulateur BirthSIM

### B. La partie mécanique

Le simulateur BirthSIM se compose de mannequins anthropomorphes du bassin maternel. Ce mannequin reproduit de manière fidèle un bassin maternel avec ses principaux repères anatomiques (épinos sciatiques, coccyx, sacrum et pubis). A partir de coupes scanners fournies par l'hôpital, un modèle numérique a été obtenu puis par prototypage rapide, un crâne fœtal a été construit avec ses principaux repères anatomiques (sutures, fontanelles et oreilles).

Enfin, une tête fœtale en silicone a été moulée sur ce crâne pour assurer un rendu tactile réaliste.

### C. La partie électro-pneumatique

Le simulateur BirthSIM est composé d'un système rotatif actionné par un moteur électrique pour positionner la tête dans différents orientations. Un vérin piloté par deux servodistributeurs assure la mise en place dans une position souhaitée de la tête dans le canal pelvien. Le vérin permet également de reproduire les différents efforts impliqués lors d'un accouchement :

- Les efforts résistifs des muscles pelviens qui empêchent le fœtus de progresser à l'intérieur du canal pelvien ;
- Les contractions utérines qui sont produites par la mère involontairement et de manière régulière. Elles sont à l'origine des Forces Expulsive Automatique (**FEA**) ;
- Les efforts volontaires de la mère pour pousser son fœtus hors de son bassin. Ces efforts expulsifs sont à l'origine des Forces Expulsives Volontaires (**FEV**).

Le principe de la partie pneumatique est présentée figure 2.

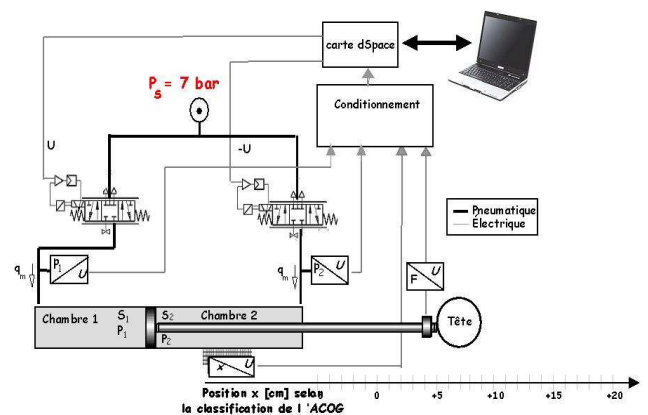


Fig. 2. Schéma de principe de la partie électro-pneumatique

Une étude des principales lois de commande développées pour le vérin est disponible dans [11].

Un capteur de force est montée entre l'extrémité du vérin et la tête fœtale et permet de mesurer les efforts de traction appliqués par l'opérateur lors d'un accouchement instrumental. Ces efforts sont responsables de la Force Expulsive Instrumentale (**FEI**).

### D. La partie visualisation

Sur le simulateur BirthSIM, deux types d'interface visuelle sont disponibles :

- Une interface (figure 3) pour l'instructeur permet de visualiser les différents efforts mis en jeu durant un accouchement, de choisir la procédure à simuler et de la paramétrer (interface développée sous ControlDesk dSpace<sup>TM</sup>) ;
- Une interface (figure 4) où il est possible d'observer la position des instruments obstétricaux par rapport à la tête fœtale et au bassin maternel en temps réel. Cette

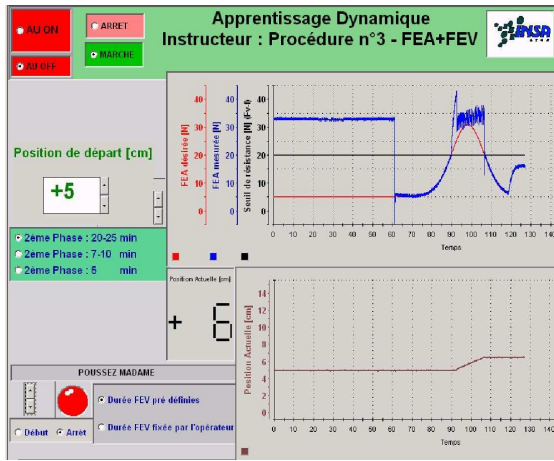


Fig. 3. Visualisation des efforts expulsifs

partie visualisation permet également d'avoir plusieurs points de vues d'une même scène (interface développée sous MotionDesk dSpace™).

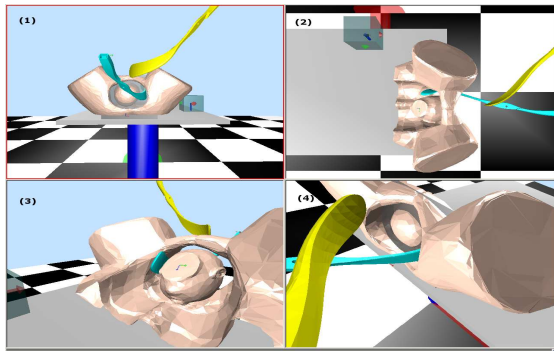


Fig. 4. Visualisation de la position des différents éléments

Pour créer une scène il a été nécessaire de numériser les différents composants du simulateur BirthSIM (bassin maternel, tête fœtale et forceps).

### E. Les capteurs de position à six degrés de liberté

Des capteurs de position à six degrés de liberté magnétiques ont été fixés dans la tête fœtale et dans les forceps afin de reproduire en temps réel le déplacement des différents éléments de la scène. Ces forceps ainsi instrumentés permettent d'analyser les trajectoires durant leur pose [12].

## III. FORMATION À LA SENSIBILISATION DES EFFORTS MIS EN JEU LORS D'UN ACCOUCHEMENT

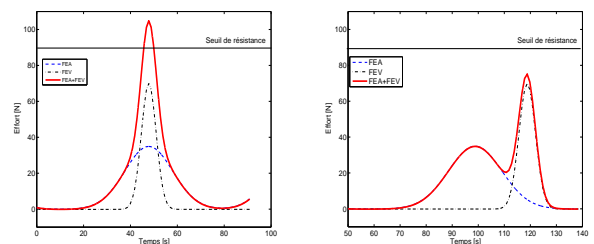
### A. Présentation des efforts mis en jeu

La mise en place de procédures automatisées repose sur des stratégies d'asservissement en position, de régulation de vitesse ou de suivi de trajectoire d'effort de la tête du nouveau-né lors de sa descente dans le canal vaginal. L'originalité de cette étude est due à la mise en œuvre de lois de commande simples sur un système électro-pneumatique où l'utilisation à bon escient d'une loi judicieusement choisie par des algorithmes propres à chaque procédure permet à l'opérateur (sage femme ou novice obstétricien) d'apprendre et de se former progressivement. L'objectif visé est d'améliorer son attitude et ses réflexes lors du toucher

vaginal, lors des phases où il doit demander à la mère de pousser (synchronisation et amplitude), lors des instants où il doit être capable de diagnostiquer l'utilisation de forceps, lors des besoins de synchronisation entre les différents efforts mis en jeu, lors de l'utilisation de forceps. Il ne s'agit pas ici d'étudier le problème délicat de la manière de poser des forceps (étude réservée à la dernière partie) mais la façon dont l'opérateur doit tirer avec les forceps, dans le but d'appliquer des forces de tractions minimales tout en maîtrisant la durée de la phase d'expulsion du fœtus. L'approche est donc tactile dans cette partie alors qu'elle sera visuelle dans la partie suivante.

L'accouchement comprend trois phases : la dilatation, l'expulsion et la délivrance. Seule la deuxième phase est étudiée ici. Les efforts simulés pendant cette phase concernent les FEA, les FEV et les FEI.

Le concept de simple synchronisation correspond à la synchronisation des FEA et FEV. En effet pour vaincre les résistances mécaniques du canal pelvien, il est nécessaire de faire en sorte que la contraction utérine involontaire et les efforts expulsifs soient synchrones. Si l'effort expulsif total est supérieur au seuil de résistance, la progression du fœtus à l'intérieur du canal pelvien s'effectue (réussite dans le cas de la figure 5(a), échec dans le cas de la figure 5(b)). Dans la pratique cette notion de seuil de résistance est très difficile à quantifier et seule la collaboration d'un obstétricien expérimenté permet d'en avoir une estimation. En effet, du point de vue physique, elle dépend des propriétés mécaniques de l'utérus et du vagin qui définissent la force de résistance exercée par les parois des organes sur le corps du fœtus. Les paramètres qui définissent la résultante de tous ces efforts sont nombreux [13]. Dans le cadre de cette étude ce seuil sera supposé constant à tout instant mais réglable avant chaque essai.



(a) Très bonne synchronisation (b) Mauvaise synchronisation

Fig. 5. Concept de simple synchronisation

Dans le cadre d'un accouchement à l'aide d'instruments ce sont les trois types d'efforts (FEA+FEV+FEI) qui doivent être synchronisés dans le but de faire progresser le fœtus en faisant en sorte que la naissance soit la plus naturelle possible. Il est donc souhaitable que l'expulsion résulte au mieux des forces expulsives naturelles.

En considérant les formes de FEA et la FEV comme des trajectoires de consigne d'effort pour le système électro-pneumatique de BirthSIM, le cahier des charges médical [14] est ainsi traduit en problème concret pour l'automatisme. Ce qui permet d'élaborer l'automatisation du simulateur d'accouchement BirthSIM. L'instructeur dispose d'un ordinateur lui permettant de choisir entre différents programmes de simulation : accouchement eutocique ou

instrumental. Dans le but d'évaluer l'opérateur, il peut également :

- Positionner automatiquement la tête foetale à différents niveaux ;
- Régler les paramètres de la FEA ;
- Régler les paramètres de la FEV.

### B. Modélisation et Commande du simulateur d'accouchement

Le système électro-pneumatique est composé de deux chambres sous pression à volume variable et d'une partie mécanique (tête foetale reliée en extrémité de tige du vérin) en mouvement (figure 2). Selon les hypothèses classiques [15] un premier modèle de l'ensemble peut être donné par l'équation 1.

$$\begin{cases} \frac{dP_1}{dt} = \frac{k r T}{V_1(x)} [q_{m1}(U, P_1) - \frac{S_1}{r T} P_1 v] \\ \frac{dP_2}{dt} = \frac{k r T}{V_2(x)} [q_{m2}(-U, P_2) + \frac{S_2}{r T} P_2 v] \\ \frac{dv}{dt} = \frac{1}{M} [S_1 P_1 - S_2 P_2 - (S_1 - S_2) P_{atm} - b v + F_{op}] \\ \frac{dx}{dt} = v \end{cases} \quad (1)$$

$P$  et  $S$  représentent respectivement les pressions et les surfaces effectives des chambres 1 et 2 du piston,  $k$  et  $r$  sont le coefficient polytropique et la constante des gaz parfaits,  $T$  et  $V$  la température de la source et le volume de la chambre,  $q_m$  le débit massique délivré par chaque servodistributeur,  $U$  la tension d'alimentation aux bornes du servodistributeur,  $b$  le coefficient de frottement visqueux,  $F_{op}$  la force exercée par l'opérateur vue comme une perturbation,  $M$  la masse en mouvement,  $x$  et  $v$  la position et la vitesse de la tête.

La difficulté réside en l'obtention du modèle du distributeur électropneumatique obtenu à l'aide de mesures expérimentales [16] présentées par la figure 6.

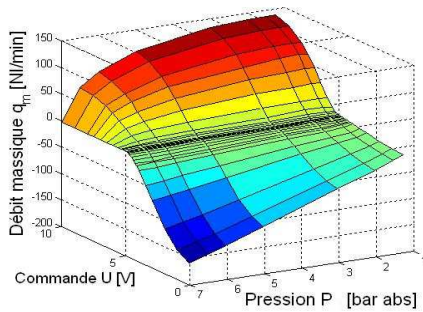


Fig. 6. Caractéristique bidimensionnelle du servodistributeur Festo MPYE-5-M5-010B

Ainsi à partir du modèle non linéaire obtenu, trois modèles linéarisés tangents ont été synthétisés autour d'un point de fonctionnement dans le but de mettre en œuvre trois lois de commande données par l'équation 2 représentant respectivement [17] :

- Une commande en effort par retour d'état, la consigne étant fixée par la somme des FEA+FEV, l'effort étant reconstruit à partir des mesures de pression dans les chambres ;
- Une commande en vitesse par retour d'état, la consigne de vitesse dépend de la durée de la phase

d'accouchement fixée par l'instructeur, la position est mesurée, la vitesse et l'accélération sont estimées en ligne à l'aide d'un différentiateur robuste reposant sur la technique des modes glissants [18] ;

- Une commande en position par retour d'état, la consigne de position est établie soit par l'instructeur dans la procédure n°1 (figure 7) soit calculée en ligne dans les autres procédures.

$$\begin{cases} U = U^e + K_F (F_d - (S_1 P_1 - S_2 P_2)) \\ U = U^e + K_v (v_d - v) - K_a a \\ U = U^e + K_x (x_d - x) - K_v v - K_a a \end{cases} \quad (2)$$

$a$  et  $F$  représentent l'accélération et l'effort, l'indice  $d$  concerne la trajectoire désirée, l'exposant  $e$  la valeur d'équilibre autour de laquelle a été calculé le modèle linéarisé tangent, enfin  $K_F$ ,  $K_v$ ,  $K_a$  et  $K_x$  les gains réglables des correcteurs.

### C. Résultats expérimentaux

La figure 7 présente pour chaque problème posé par le corps médical une solution de formation via une procédure d'accouchement utilisant une des techniques de commande prédéfinies. La difficulté repose dans la mise en œuvre d'un algorithme fonction du problème posé. Seules les procédures numérotées 1 et 3 sont décrites dans cet article, les autres procédures étant expliquées dans [17].

Problèmes	Solutions		Procédure	Algorithme de Commande	
	Apprentissage statique	Apprentissage dynamique			
	Entraîner au diagnostic obstétrical - Toucher vaginal		N° 1	Position	
Apprentissage dynamique	Accouchement entrocœuque	Simulation de la FEA (FEV absente)	Déplacement faible de la tête	N° 2	Effort/Vitesse
		Simple synchronisation de FEA et FEV.	Déplacement moyen de la tête-Cas normal	N° 3	
			Tester les réflexes de sage femme en évitant la déchirure du périnée	N° 4	Effort/Position
		Accouchement instrumental par forceps	Forceps facile	Simple synchronisation de FEA et FEI	
			Double synchronisation de FEA, FEV et FEI	N° 6	
	Forceps difficile		Simple synchronisation de FEA et FEI	N° 7	Position
			Double synchronisation de FEA, FEV et FEI	N° 8	
			Forceps très difficile	N° 9	
			Forceps impossible	N° 10	

Fig. 7. Les dix procédures d'accouchement automatisées disponibles sur le simulateur BirthSIM

Dans le cadre de la procédure numéro 1, l'instructeur fixe la position d'équilibre, le système asservi en position va permettre à l'opérateur lors des phases statiques d'estimer la position du fœtus dans le canal vaginal selon la classification de l'ACOG (American College of Obstetrics and Gynecology) [19]. Puis la procédure numéro 3 permet de simuler d'une part les contractions utérines (suivi de trajectoire en effort) et d'autre part les forces expulsives volontaires. Lorsque l'opérateur voit les FEA (sur un écran spécifique) ou les sent au toucher sur le crâne du fœtus, il doit demander "poussez madame". L'instructeur via son interface graphique a la possibilité de déclencher les FEA (en réglant leur intensité et leur durée). Lorsque la somme des forces expulsives devient supérieure au seuil mécanique (ici dû au frottement du joint du piston dans le vérin et aux contacts tête/bassin) l'algorithme de commande commute du suivi de trajectoire en force à la régulation de

vitesse afin de faire sortir le fœtus. L'exemple présenté sur la figure 8 permet d'illustrer le concept de simple synchronisation. Trois contractions utérines sont représentées ainsi que trois comportements différents de l'opérateur :

- Lors de la première contraction, l'opérateur effectue mal son travail ne demandant pas à la mère de pousser, la progression du fœtus dans le canal vaginal est très faible (0.25 cm sur le sommet de la première contraction à  $t = 20s$ ) ;
- Lors de la seconde contraction l'opérateur a demandé trop tôt de pousser, la FEV diminue avant de franchir le seuil mécanique ce qui entraîne une progression du fœtus identique au cas précédent (0.25 cm à  $t = 100s$ ) ;
- Lors de la troisième contraction le concept de simple synchronisation (figure 5(a)) est appliqué, ce qui entraîne une progression du fœtus à vitesse constante de 1.2 cm à  $t = 180s$ .

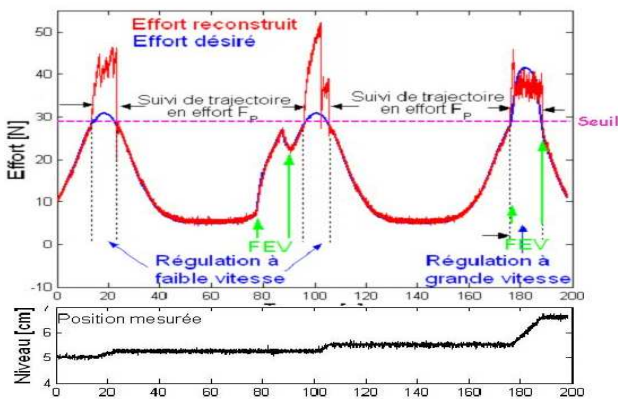


Fig. 8. Résultats expérimentaux obtenus via la procédure 1 puis 3

#### IV. FORMATION DES NOVICES À LA POSE DES FORCEPS ET ÉVALUATION

Avant de procéder à l'extraction par forceps, l'opérateur doit savoir positionner correctement les forceps. L'étude présentée dans cette partie concerne l'analyse des trajectoires enregistrées avec les capteurs de position lors de la mise en place de forceps. Le point suivi pour l'étude de la trajectoire est l'extrémité du forceps qui est en contact permanent avec la tête du fœtus (figure 9).

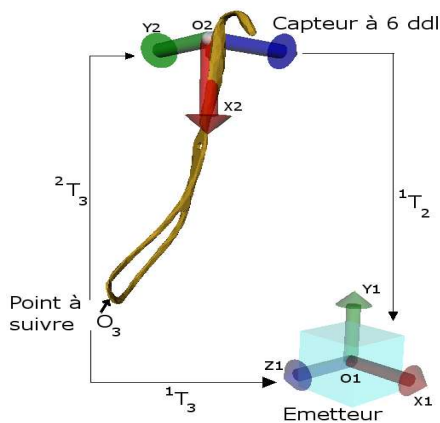


Fig. 9. Différents repères associés avec les forceps

#### A. Protocole expérimental

En collaboration avec les Hospices Civils de Lyon (HCL), trois novices ont été formés sur le simulateur BirthSIM pendant le mois de décembre 2005. Un novice est un jeune obstétricien ayant moins de douze mois d'expérience en obstétrique. La formation sur le simulateur BirthSIM est supervisée par un obstétricien expert qui a le rôle de l'instructeur. Un expert est défini ici comme étant un obstétricien ayant plus de dix ans d'expérience et qui utilise les forceps dans plus de 80% de ses interventions instrumentées. La présentation est céphalique, i.e. la tête en premier et correspond à une présentation OP+2 (orientation Occiput Posterior et position +2cm à partir du plan des épinus sciatiques) selon la classification de l'ACOG [19].

La formation dure trois jours à raison d'une heure par jour. Au début du premier jour les novices posent trois fois les forceps comme ils l'auraient fait en salle d'accouchement sans aucune aide de l'expert. Ensuite pendant la formation, l'expert leur explique comment les placer correctement à l'aide de la partie mécanique et de la partie visualisation. Les trois poses de forceps analysées correspondent à des poses en fin de journée car un opérateur aura acquis un geste plus sûr à la fin d'une journée d'entraînement que lors du début de la suivante. C'est pourquoi les trajectoires ont été enregistrées en fin de journée (sauf pour la première journée). Ainsi neuf enregistrements (trois par jour) sont obtenus à la fin de la formation.

Afin de reproduire le geste de l'expert les novices peuvent s'appuyer sur une interface de visualisation. Des sphères concentriques, appelées "sphères guides" (figure 10), avec différentes valeurs de rayons (un, deux et trois centimètres) sont représentées. Le centre de ces sphères correspondent aux coordonnées de cinq points particuliers répartis régulièrement le long de la trajectoire de référence définie par l'expert.

Les novices doivent donc traverser chacune de ces sphères afin de reproduire au mieux le geste de référence. Ils peuvent donc voir en temps réel leurs cuillères de forceps ainsi que le geste de référence matérialisé par cinq sphères concentriques.

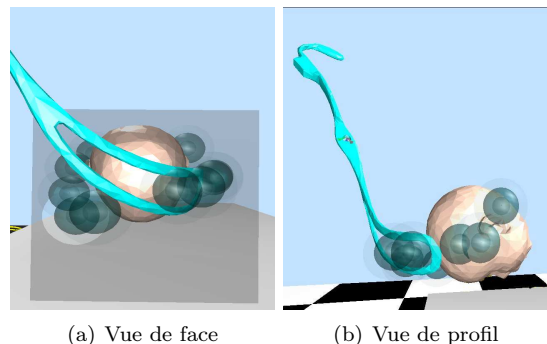


Fig. 10. La tête fœtale et les "sphères guides"

Dans un but pédagogique les novices peuvent aussi visualiser leurs gestes hors ligne et procéder à une analyse a posteriori et les comparer sur l'interface de visualisation avec un autre opérateur ou avec le geste de référence.

### B. Critères d'analyse des trajectoires des poses de forceps

Deux méthodes ont déjà été développées pour analyser les trajectoires et sont présentées dans [20,21]. Concernant la progression des novices les résultats ont été présentés dans [22]. La première méthode permet d'analyser les trajectoires indépendamment de la durée de pose. Malheureusement cette technique ne prend pas en compte la globalité de la trajectoire mais seulement certains points particuliers. Elle permet entre autres d'étudier la répétabilité des opérateurs en calculant la distance entre certains points particuliers de différentes trajectoires. Inversement la seconde prend en compte la globalité de la trajectoire mais le temps de pose devient un paramètre d'analyse. Les trajectoires sont normalisées en fonction d'un temps de référence défini par un expert et l'erreur entre deux trajectoires est calculée par intégrale. Une nouvelle méthode a été développée afin d'analyser les trajectoires sans prendre en compte le temps car, dans une certaine mesure, celui-ci n'est pas un paramètre déterminant. En effet, même si un accouchement par forceps est une procédure à réaliser dans un contexte d'urgence, une extraction par forceps est plus rapide qu'une césarienne par exemple. L'analyse de la trajectoire doit également prendre en compte la globalité de la trajectoire et non pas seulement certains points particuliers.

Il s'agit d'analyser la courbure des trajectoires et de la comparer à celle de l'expert. Ainsi, les données sont exprimées en fonction de l'abscisse curviligne incrémentée puis la courbure est calculée. Ensuite par simple corrélation les trajectoires sont comparées par rapport à un geste de référence.

Concernant la courbure, elle est obtenue en calculant la norme de la dérivée seconde des données par rapport à l'abscisse curviligne incrémentée. Pour la corrélation, le coefficient de corrélation de Pearson est calculé d'après la formule :

$$r_{pr} = \frac{\sum_{i=1}^n (A_i - \overline{A_m})(B_i - \overline{B_m})}{\sqrt{(\sum_{i=1}^n (A_i - \overline{A_m})^2)(\sum_{i=1}^n (B_i - \overline{B_m})^2)}} \quad (3)$$

Avec :

$n$  le nombre de données ;

$A_i$  est la valeur de la mesure de la courbure de référence ;

$\overline{A_m}$  est la moyenne des valeurs de la courbure de référence ;

$B_i$  est la valeur de la mesure de la courbure étudiée ;

$\overline{B_m}$  est la moyenne des valeurs de la courbure étudiée.

### C. Résultats cliniques

Les juniors ont donc été formés sur le simulateur à raison d'une heure par jour pendant trois jours. Les figures 11 et 12 représentent les courbes analysées avec en gras la courbe de l'expert qui a servi de référence. Les courbes correspondent au pose de forceps lors du premier jour de formation pour la figure 11 et lors du troisième jour de formation pour la figure 12).

Sur ces figures, on remarque que les courbes après la formation ressemblent qualitativement plus à celle de l'expert que celles avant la formation, l'étude de la corrélation de la courbure permet de quantifier cette ressemblance.

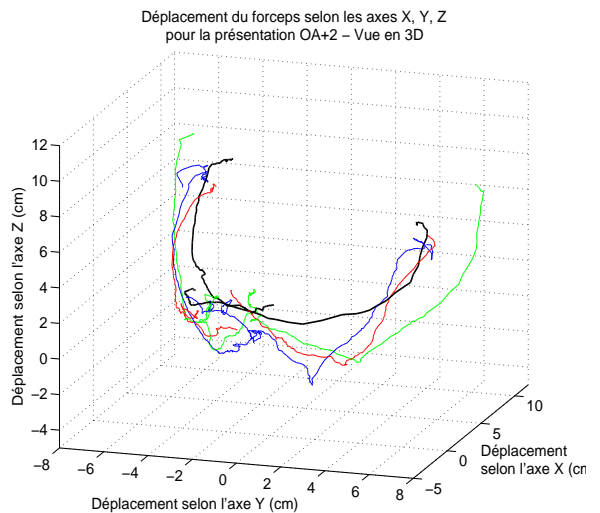


Fig. 11. Trajectoires d'un novice au début de la formation comparées à celle de l'expert (courbes en gras)

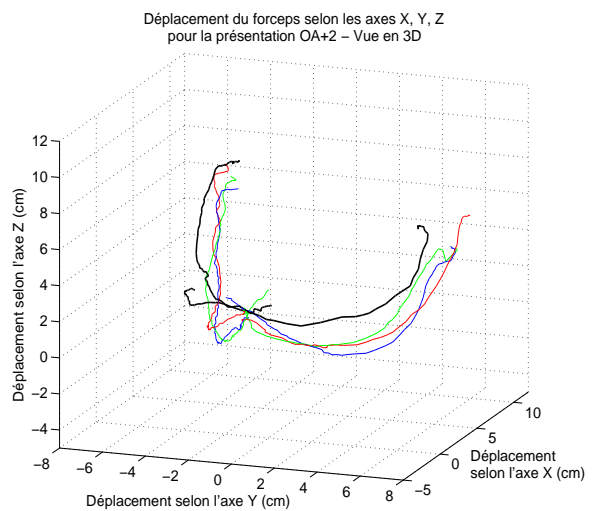


Fig. 12. Trajectoires d'un novice à la fin de la formation comparées à celle de l'expert (courbes en gras)

Le tableau I regroupe les résultats selon le jour de l'entraînement (de 1 à 3). Le résultat en pourcentage indique le coefficient de corrélation avec la courbure de la trajectoire de l'expert qui a servi de référence. Ce résultat correspond à la moyenne des coefficients de corrélation des trois trajectoires enregistrées à la fin de l'heure d'entraînement (sauf pour la première journée où il s'agit des premières poses afin de savoir leur niveau avant la formation).

Dans ce tableau CGF signifie Cuillère Gauche du Forceps, CDF Cuillère Droite du Forceps et JF Jour de Formation.

La figure 13 représente sous forme d'histogramme la progression des novices en fonction de leur jour de formation. Tous les gestes des novices ont augmenté en terme de coefficient de corrélation de la courbure par rapport à l'expert pour dépasser 40% (sauf pour le novice 2 39% et 33%).

Corrélation courbures		JF 1	JF 2	JF 3
Novice 1	CGF	28%	12%	43%
	CDF	28%	26%	50%
Novice 2	CGF	17%	38%	39%
	CDF	03%	44%	33%
Novice 3	CGF	30%	16%	45%
	CDF	33%	28%	51%

TABLE I

ÉVOLUTION DU COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE LA COURBURE EN % POUR LES NOVICES PENDANT LEUR FORMATION.

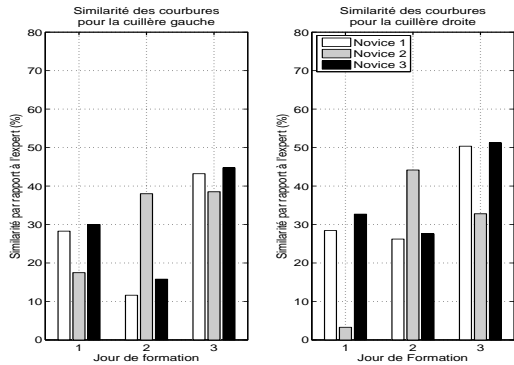


Fig. 13. Évolution du coefficient de corrélation de la courbure des novices par rapport à celle de l'expert en fonction de leur jour de formation

## V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce papier présente un aperçu des différentes fonctionnalités du simulateur BirthSIM et ainsi que des premiers résultats cliniques obtenus. Cet outil permet de former de jeunes obstétriciens en leur permettant de s'affranchir des contraintes liées à leur formation classique (contraintes spatiales et temporelles). En se formant sur le simulateur BirthSIM, les jeunes obstétriciens peuvent s'entraîner sans limite de temps et sans risque aux gestes obstétricaux afin d'acquérir un minimum d'expérience.

Les premiers résultats encourageants obtenus doivent être complétés avec plus de novices afin d'avoir des résultats plus représentatifs. Pour l'instant la formation a été effectuée par le corps médical sur la pose des forceps sans procéder à l'extraction du fœtus. Cette partie vient d'être validée par notre expert obstétricien ce qui devrait mener à de nouvelles campagnes de mesures sous peu à l'hôpital où la formation sera plus complète : pose des forceps et extraction avec reproduction des différents efforts.

## RÉFÉRENCES

- [1] Blondel B., Norton J., Dumazaubrun C., and Breart G. Enquête Nationale Périnatale 1998. Technical report, Direction Générale de la Santé, Paris, France, 2000.
- [2] Obst T., Burgkart R., and Ruckhäberle E. Geburtensimulator mit multimodaler Interaktion (delivery simulator with multimodal interaction). *Automatisierungstechnik*, 52(6) :280–287, 2004. ISSN 0178-2312.
- [3] Boissonnat J.D. and Geiger B. 3D simulation of delivery. In Nielson G. Bergeron D., editor, *Visualization 93 Conference*, pages 416–419. Computer Society Press Editors, San Jose, CA, USA, October 1993.
- [4] Kheddar A., Devine C., Brunel M., Duriez C., and Sibony O.

- Preliminary design of a childbirth simulator with haptic feedback. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'04)*, pages 3270–3275, Sendai, Japan, 2004.
- [5] Knapp C.F. and Eads G.S. Dynamic childbirth simulator for teaching maternity patient care. Patent No : US 3826019, 1974.
- [6] Kim E.J., Allen A.H., Yang J.H., McDonald M.K., Tam W., and Gurewitsch E. Simulating complicated human birth for research and training. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBC 2004)*, volume 1, pages 701–725, September 2004.
- [7] Obst T., Burgkart R., Ruckhäberle, and Riener R. The delivery simulator : A new application of medical VR. In *Annual Medicine Meets Virtual Reality Conference*, pages 281–287, Jan 2004.
- [8] Silveira R. *Modélisation et conception d'un nouveau simulateur d'accouchement (BirthSIM) pour l'entraînement et l'enseignement des jeunes obstétriciens et des sages femmes*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées (INSA) de Lyon, France, 2004.
- [9] Dupuis O., Dittmar A., Delhomme G., Redarce T., Bétemps M., and Silveira R. Simulateur fonctionnel anatomique d'accouchement. Patent : 0309569, 01 aug 2003.
- [10] Silveira R., Pham M.T., Redarce T., Bétemps M., and Dupuis O. A new mechanical birth simulator : BirthSIM. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'04)*, pages 3948–3954, Sendai, Japan, 2004.
- [11] Olaby O., Moreau R., Brun X., Dupuis O., and Redarce T. Automatic childbirth procedures implanted on the BirthSIM simulator. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'06)*, pages 2370–2375, Beijing, China, 2006.
- [12] Moreau R., Olaby O., Dupuis O., Pham M.T., and Redarce T. Paths analysis for a safe forceps blades placement on the BirthSIM simulator. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'06)*, pages 739–744, Orlando, USA, 2006.
- [13] Thoulon J.-M. *Le monitoring électronique fœtal : la cardiocotographie*. Masson, 2<sup>ème</sup> édition, 1991. ISBN 2-225-82251-4.
- [14] Olaby O., Dupuis O., Silveira R., Brun X., and Redarce T. Description de procédures d'accouchement en vue de leurs implantations sur un simulateur robotisé. In *18<sup>èmes</sup> Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique organisées à l'École des Mines de Douai*, page 6, September 8–9 2004.
- [15] Shearer J.L. Study of pneumatic processes in the continuous control of motion with compressed air. parts I and II. *Trans. Am. Soc. Mech. Eng.*, 78 :233–249, 1956.
- [16] Olaby O., Brun X., Sesmat S., and Redarce T. Caractérisation et modélisation d'un distributeur proportionnel électropneumatique pour la simulation et la synthèse de commande. In *Journées Doctorales du GDR MACS*, pages 57–64, Lyon, France, September 5–7 2005.
- [17] Olaby O. *Robotique pour l'apprentissage de gestes médicaux. Mise en œuvre de séquences d'accouchement automatisées*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées INSA de Lyon, 2006.
- [18] Smaoui M., Brun X., and Thomasset D. A robust differentiator-controller design for an electropneumatic system. In *44<sup>th</sup> IEEE Conference on Decision and Control and European Control Conference ECC*, Seville, Spain, December 12–15 2005.
- [19] Cunningham G., Gilstrap L., Leveno K., Bloom S., Hauth J., and Wenstrom K. *Williams Obstetrics*. the McGraw-Hill Companies, 22<sup>nd</sup> edition, 2005. ISBN 0071413154.
- [20] Dupuis O., Moreau R., Silveira R., Pham M.T., Zentner A., Cucherat M., Rudigoz R.C., and Redarce T. A new obstetric forceps for the training of juniors doctors. A comparison of the spatial dispersion of forceps blade trajectories between junior and senior obstetricians. *American Journal of Obstetrics and Gynecology (AJOG)*, 194 (6) :1524–1531, 2006.
- [21] Moreau R., Pham M.T., Silveira R., Redarce T., Brun X., and Dupuis O. Design of a new instrumented forceps : Application to a safe obstetrical forceps blades placement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Under Press, 2007.
- [22] Moreau R., Jardin A., Pham M.T., Redarce T., Olaby O., and Dupuis O. A new kind of training for obstetric residents : Simulator training. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBC 2006)*, pages 4416–4419, New York City, USA, September 2006.