

Algorithme de commande pour la simulation d'accouchements instrumentaux difficiles

R. MOREAU¹, M. T. PHAM¹, X. BRUN¹, T. REDARCE¹, O. DUPUIS²

¹Laboratoire Ampère - UMR CNRS 5005
INSA-Lyon, Bâtiment St Exupéry, 25 Avenue Jean Capelle, F-69621 Villeurbanne Cedex, France

²Hôpital Lyon-Sud, CHU Lyon Sud, 69495 Pierre-Benite, France

richard.moreau@insa-lyon.fr

<http://www.ampere-lab.fr/>

Résumé—Ce papier présente une génération de trajectoire et un réglage du correcteur implémenté sur le simulateur d'accouchement BirthSIM dédié à la formation des jeunes obstétriciens. L'extraction par forceps est un geste obstétrique acquis empiriquement en salle d'accouchements. Or il n'est jamais aisé d'acquérir une première expérience sous les contraintes de la salle d'accouchement (stress, urgence, risque, etc.). De plus ce type de formation peut amener des conséquences dramatiques que ce soit pour la mère ou son nouveau-né. Le simulateur d'accouchement BirthSIM est composé d'une partie électro-pneumatique qui reproduit la dynamique d'un accouchement. Dans ce papier nous nous intéressons particulièrement à la simulation d'accouchements instrumentaux difficiles. La force d'extraction appliquée par les obstétriciens correspond aux résultats de la littérature ce qui permet de confirmer le réalisme de la simulation. Les résultats des novices formés sur le simulateur sont ensuite comparés à ceux d'un expert obstétricien, le résultat obtenu souligne la nécessité d'un simulateur d'accouchement pour acquérir une première expérience avant de procéder à la formation classique en salle d'accouchement.

Mots-clés—Robotique médicale, commande, système mécatronique.

I. INTRODUCTION

A l'heure actuelle les obstétriciens acquièrent leur première expérience en salle d'accouchement où ils appliquent leur savoir purement théorique. Cependant lorsque des complications surviennent (fœtus en situation d'hypoxie - manque d'oxygène - ou rythme cardiaque faiblissant) il est difficile d'apprendre correctement les bons gestes. En effet dans ce cas l'équipe médicale doit intervenir et utiliser des instruments obstétriques (forceps ou ventouse) pour extraire le fœtus. Ce type de formation n'est pas suffisamment efficace pour permettre aux obstétriciens d'acquérir une première expérience à cause des contraintes liées à de telles situations (stress, risque, urgence).

Dans ce papier nous nous intéressons seulement à l'extraction par forceps car il s'agit de l'instrument le plus utilisé aux *Hospices Civils de Lyon (HCL)*. La problématique liée à l'utilisation des forceps est l'apprentissage sans risque du geste. Cette problématique explique en partie la diminution de l'utilisation des forceps au profit de la ventouse ou de la césarienne alors qu'il s'agit de l'instrument le plus adapté pour assurer une naissance la plus physiologique possible. Le geste obstétrique lié à l'utilisation des forceps peut se décomposer en deux étapes : la pose des forceps et l'extraction. La pose des forceps a déjà fait l'objet de plusieurs études [1–3], le geste d'extraction n'a été que très peu étudié.

Une formation sur simulateur permet de compléter la formation traditionnelle et offre la possibilité aux obstétriciens novices d'acquérir une expérience initiale. Un simulateur a donc été dé-

veloppé au laboratoire Ampère sous le nom BirthSIM. Celui-ci permet non seulement de s'entraîner à la pose des forceps mais aussi à l'extraction par forceps.

La principale contribution de ce papier réside dans la description de l'algorithme de commande implanté sur le simulateur pour reproduire des accouchements instrumentaux. Ce papier se divise en quatre parties. La première est consacrée à la description des efforts mis en jeu pendant un accouchement. La seconde partie est dédiée à la description du simulateur BirthSIM et sur la génération de trajectoire et le réglage du correcteur permettant de reproduire les forces. Ensuite dans la troisième partie, le protocole expérimentale et les premiers résultats expérimentaux sont présentés et enfin dans la dernière partie ces résultats sont discutés et les perspectives de travail présentées.

II. SYNCHRONISATION DES FORCES EXPULSIVES

A. Les forces expulsives naturelles

L'objectif des forces expulsives naturelles fournies par la parturiente (femme en cours de travail d'accouchement) est de faire progresser le fœtus dans le bassin maternel. Ils doivent donc vaincre les efforts résistifs des muscles pelviens qui tendent à retenir le fœtus à l'intérieur. Les forces expulsives naturelles sont de deux types :

- Les Contractions Utérines (CU) qui sont produites périodiquement et involontairement par la parturiente. Ces CU peuvent facilement être identifiées en utilisant un tocographe qui mesure les variations de pression intra-abdominale en fonction du temps [4]. Ces CU sont la source des **Forces Expulsives Automatiques (FEA)**.
- La pression abdominale que la parturiente exerce sur son utérus produit la **Force Expulsive Volontaire (FEV)**. Cette force est produite volontairement par la parturiente dans le but de compléter la FEA afin de vaincre la force résistive des muscles pelviens

Des valeurs numériques de ces forces sont fournies par la littérature [4,5]. Pendant la phase d'expulsion d'un accouchement, l'intensité totale d'une CU peut atteindre 9,7 kPa ce qui correspond à 82 N pour une surface utérine moyenne de $8,5 \times 10^{-3} m^2$. L'intensité de la FEV dépend grandement de la santé de la parturiente et peut atteindre 200 N.

Une fonction gaussienne est le modèle le plus simple pour reproduire la forme des forces expulsives naturelles. Pour la FEA,

cette fonction est de période P pour assurer la simulation de plusieurs CU régulières. La fonction gaussienne, notée $FEA(t)$, utilisée est définie par :

$$FEA(t) = I \left(\exp \left(-\frac{t^2}{d} \right) \right) + T_b \quad (1)$$

with

- $t \in [t_1, t_2]$, t_1 et $t_2 \in \mathbb{R}^2$ définissent la période P telle que $P = (t_2 - t_1)$.
- $d \in \mathbb{R}^+$ correspond à la durée de la FEA. En effet d agit sur la largeur de la fonction gaussienne. Cette fonction est considérée comme étant nulle lorsqu'elle est inférieure à un seuil correspondant à 0.05 (valeur choisie arbitrairement).
- $I \in \mathbb{R}^+$ définit l'intensité vraie de la FEA *i.e.* son amplitude. Comme la fonction $\exp \left(-\frac{t^2}{d} \right)$ varie entre 0 et 1, I correspond à l'amplitude de la fonction qui est comprise entre 60 et 100 N [5].
- $T_b \in \mathbb{R}^+$ est le tonus de base de la CU et correspond à la valeur minimale entre deux CU.

Fig. 1 montre la FEA simulée avec comme paramètres :

- une durée de 60 secondes ;
- une intensité de 80 N ;
- un tonus de base de 10 N.

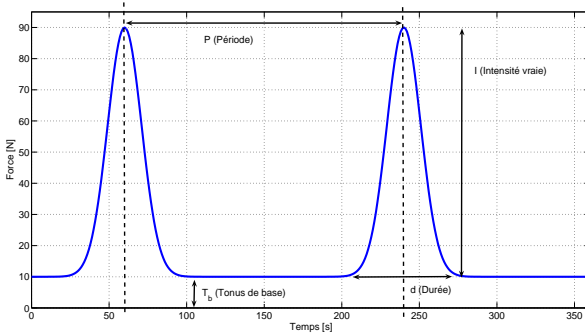


Fig. 1. Les différents paramètres de la FEA

La FEV est quant à elle définie par la fonction suivante :

$$FEV(t) = I_{FEV} \left(\exp \left(-\frac{t^2}{d_{FEV}} \right) \right) \quad (2)$$

avec

- $t \in [t_3, t_4]$, t_3 et $t_4 \in \mathbb{R}^2$ sont pré-déterminés mais peuvent être changés par l'instructeur, leurs valeurs correspondent à une durée de 50 secondes. Cette fonction n'est pas périodique et est déclenchée par l'instructeur sur la demande de l'opérateur.
- $d_{FEV} \in \mathbb{R}^+$ est la largeur de la fonction gaussienne.
- $I_{FEV} \in \mathbb{R}^+$ correspond à l'intensité de la FEV qui varie de 0 à 200 N.

B. La Force Expulsive Instrumentale (FEI)

Pour certains accouchements la FEA et la FEV ne sont malheureusement pas suffisantes pour permettre l'extraction du fœtus, les obstétriciens doivent donc ajouter une force externe pour aider la progression du fœtus. Cette force, appelée **Force Expulsive Instrumentale (FEI)**, est exercée par les obstétriciens avec leurs instruments qui peuvent être des forceps ou une ventouse. L'objectif de cette FEI est de compléter la FEA et la FEV pour vaincre les efforts résistifs.

Il est à noter qu'il n'y a pas de valeurs précises dans la littérature pour cette force à cause de la difficulté de procéder à des mesures *in vivo* (d'un point de vue pratique et éthique). Cependant malgré ses difficultés, certains chercheurs ont essayé de quantifier cette force en instrumentant des forceps avec des capteurs de force. Les résultats obtenus sont dispersés et ne sont donc pas vraiment concluants. Selon l'instrumentation effectuée les résultats varient de 150 à 300 N que ce soit avec un dynamomètre [6], des jauges de contrainte [7, 8], des capteurs hydrogonflables [9] ou encore à partir de calculs théoriques reposant sur la pression maximale du liquide amniotique [10]). Plus de détails sont disponibles dans [11]. Une de nos contributions est de fournir une estimation réaliste de la FEI appliquée avec des forceps en utilisant un simulateur d'accouchement.

III. SIMULATION DES FORCES MISE EN JEU PENDANT UN ACCOUCHEMENT

A. Description du simulateur BirthSIM

Le simulateur BirthSIM est composé de trois parties (Fig. 2) :

- Une partie mécanique anthropomorphe (un bassin maternel et une tête fœtale avec leurs principaux repères anatomiques) pour permettre à l'équipe médicale de retrouver des sensations haptiques proches de la réalité.
- Une partie électro-pneumatique pour reproduire la dynamique d'un accouchement. La partie électro-pneumatique consiste d'un actionneur pneumatique et d'un servodistributeur pour simuler les différents efforts qui ont lieu pendant un accouchement.
- Une interface de visualisation qui fournit des informations complémentaires à l'équipe médicale comme la position des forceps à l'intérieur du bassin maternel et des informations sur les paramètres de l'accouchement simulé.

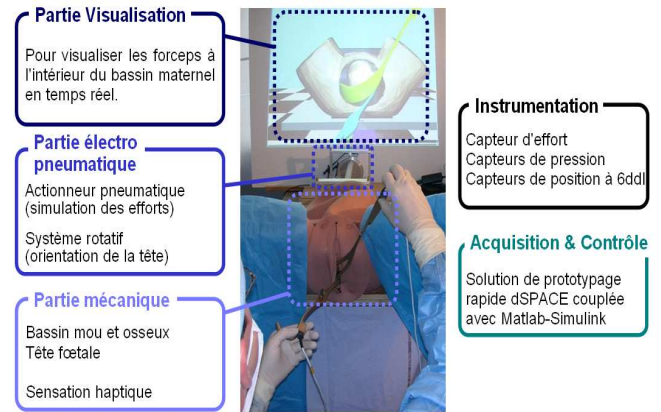


Fig. 2. Schéma de fonctionnement et photo du simulateur BirthSIM

La partie électro-pneumatique permet donc de reproduire différents types d'accouchements. Il est composé (Fig. 3) :

- d'un vérin pneumatique ;
- d'un servo-distributeur 5/3 pour la régulation de débit ;
- de deux capteurs de pressions montés près de chacune des chambres du vérin ;
- un capteur de position de type potentiomètre à câble ;
- un capteur d'effort en traction et compression monté entre la tête fœtale et l'extrémité du vérin.

Les différentes procédures pour la formation à l'extraction par forceps disponibles sur le simulateur ont été présentées sans résultats expérimentaux dans [12] et la description des procédures

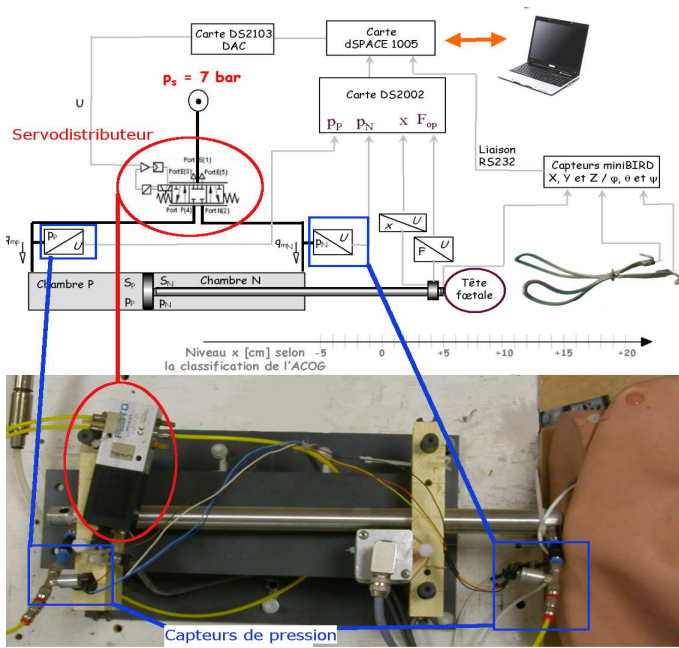


Fig. 3. Schéma de principe de la partie électro-pneumatique

un accouchement eutocique (accouchement sans complication) a été effectuée dans [13]. Il s'agissait d'un algorithme de commande qui commute entre un suivi de trajectoire en effort et une régulation de vitesse.

B. Algorithme de commande pour simuler un accouchement instrumental

L'objectif de cet algorithme est de reproduire les différentes forces mises en jeu pendant un accouchement instrumental : les FEA et FEV mais aussi la force résistive. En plus de l'interface de visualisation où sont représentés en temps réel les positions des forceps, l'instructeur doit également avoir la possibilité de régler les différents paramètres de l'accouchement simulé : intensité et durée des FEA et des FEV, fréquence des FEA, etc..

Pour simuler un accouchement instrumental, la première idée fut d'utiliser un suivi de trajectoire en effort comme pour la simulation d'un accouchement eutocique. La force pneumatique de l'actionneur suit une consigne sur le modèle des contractions utérines présentées dans la sous-section II-A et les forces résistives sont reproduites par les frottements mécaniques de l'actionneur. Malheureusement, ces forces de frottements ont été identifiées et se sont révélées trop faibles pour avoir un retour d'effort réaliste.

L'idée retenue pour contourner ce problème a été d'utiliser un algorithme plus simple et plus efficace : un asservissement en position avec un gain variable pour contrôler la raideur du système. Une commande en effort et en position en utilisant deux servodistributeurs a été également envisagée comme dans [14] mais nous obtenons des résultats similaires avec un seul servodistributeur et en faisant varier la raideur du système. De plus n'utiliser qu'un servodistributeur permet de réduire le coût et la complexité de la conception du simulateur. La loi de commande associée est donc :

$$U = K_x(x_d - x) \quad (3)$$

Le schéma correspondant est présenté sur la Fig. 4. L'originalité de cet asservissement de position réside dans la variation du gain

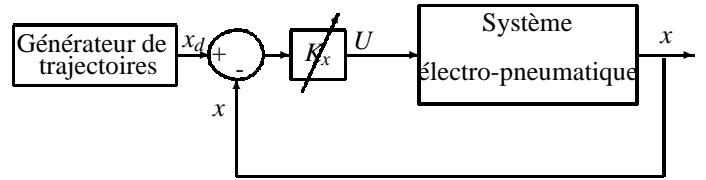


Fig. 4. Asservissement en position avec un gain variable

K_x en fonction du temps et dans la consigne x_d dont le comportement est établi par un générateur de trajectoire.

B.1 Le générateur de trajectoire

Pendant un accouchement la tête fœtale progresse par étape et peut être soumise à d'éventuels aller-retours si l'obstétricien n'applique pas une force suffisante pour la maintenir dans sa position. Pour simuler ce comportement un générateur de trajectoire a été implémenté selon cet algorithme :

1. $x_d = x_{init}$
2. **while** $x < x_{end}$ **do**
- if** $x - x_d > step$
- $x_d = x_d + step$
- endif**
4. **endwhile**

x_d et x_{init} sont respectivement la consigne de position et la position initiale de la tête fœtale. L'extraction est considérée comme étant complète lorsque la position finale, x_{end} , est atteinte. $step$ est la valeur de l'incrément pour valider un déplacement à l'intérieur du bassin. Ces valeurs sont choisies par l'instructeur avant de réaliser les expériences. Par défaut, elles correspondent à $x_{init} = 2 \text{ cm}$, $x_{end} = 15 \text{ cm}$, et $step = 1 \text{ cm}$. La Fig. 5 présente sous forme de schéma un exemple du comportement de x_d . x_d est incrémenté de la valeur de $step$ si l'opérateur déplace la tête d'au moins cette valeur.

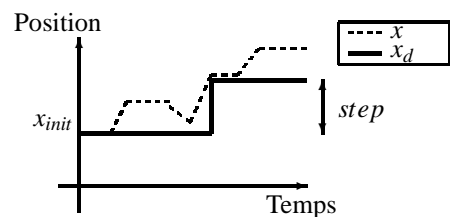


Fig. 5. Schéma d'un exemple du comportement de x_d avec l'algorithme implémenté

B.2 Réglage de la raideur de l'actionneur pneumatique

L'intensité de la FEI appliquée pour déplacer la tête fœtale dépend du moment où celle-ci est appliquée. En effet pour minimiser sa FEI l'obstétricien doit l'exercer lorsque la FEA est présente pour que l'accouchement soit le plus proche d'un accouchement "normal". Pour reproduire ce comportement, la raideur K de l'actionneur pneumatique doit être variable. Cette raideur est liée à la force fournie par l'actionneur et au déplacement de la tête fœtale par :

$$K = \frac{F}{\Delta x} \quad (4)$$

La force F est :

$$F = F_{pr} - F_f(v) - F_{ext} \quad (5)$$

Où :

- $F_{pr} = S_P p_P - S_N p_N$ est l'effort pneumatique. Les indices P et N indiquent quelle chambre de l'actionneur est impliquée (Fig. 3), p est la pression à l'intérieur des chambres et S est la section effective des chambres ;
- $F_f(v) = b_v v + F_s \text{sgn}(v)$ est la force de frottement avec b_v le coefficient visqueux, $\text{sgn}(v)$ dépend du signe de v : -1 si $v < 0$ et 1 si $v > 0$, et F_s la force de stiction du vérin pneumatique qui est constante ;
- $F_{ext} = (S_P - S_N) p_{atm}$ est la force extérieure due à la pression atmosphérique p_{atm} .

Comme la dynamique de l'extraction est lente par rapport à la dynamique du système, le comportement de F dépend principalement de F_{pr} . De plus la dynamique du servodistributeur est négligeable devant la dynamique de l'ensemble constitué du vérin et de la tête. Nous pouvons conclure que la commande U du servodistributeur est proportionnelle aux pressions *i.e.* à la force de pression F_{pr} *i.e.* $U(t) = \gamma F_{pr}(t)$ avec $\gamma \in \mathbb{R}^+$. Les courbes de gain en pression pour des faibles débits entre les pressions de 2 à 6 bar absolu peuvent être approximées par des droites.

De cette remarque et de (3) et (4) nous pouvons maintenant écrire :

$$K = \frac{F}{\Delta x} \approx \frac{U(t)}{\gamma \Delta x} = \frac{K_x}{\gamma} \quad (6)$$

Ainsi la variation du gain K_x agit sur la raideur du système. En fait les variations de la raideur sont considérées comme étant la variation des forces de la parturiente *i.e.* lorsque les forces expulsives maternelles augmentent la raideur diminue et inversement la raideur augmente lorsque les forces expulsives maternelles diminuent et atteint son maximum lorsqu'elles sont absentes. Nous pouvons alors admettre que K_x évolue dans le sens opposé des forces maternelles. Cependant pour les obstétriciens l'interface de visualisation leur affiche les forces maternelles comme sur un tocographe mais en réalité sur le simulateur il s'agit d'une variation du gain K_x et donc de la raideur du système.

Une des difficultés lors de la synthèse de la loi de commande est le réglage des paramètres car seule l'expérience des obstétriciens permet d'obtenir un retour d'effort réaliste lors de la simulation d'un accouchement instrumental.

Les paramètres de la fonction exponentielle de la fonction présentée en (1) et (2) sont donc définis empiriquement avec un expert obstétricien. Il doit exercer sa FEI comme il le ferait pendant un accouchement lorsque la FEV est absente puis lorsque celle-ci augmente. Ce réglage permet de déterminer l'amplitude de la fonction gaussienne selon son expérience clinique dans le but de lui permettre de retrouver des sensations haptiques proches de la réalité. Par exemple, la Fig. 6 montre le gain K_x appliqué sur le système pour simuler une extraction par forceps difficile. Ce gain varie de 20 V/m à 5 V/m .

IV. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

A. Protocole expérimental

L'objectif du simulateur est d'offrir l'opportunité aux obstétriciens de se former sans risque à l'utilisation des forceps. cela leur permet de se rendre compte des forces mises en jeu. L'objectif est de permettre à des obstétriciens novices de se rendre compte des forces mises en jeu et de leur permettre d'acquérir

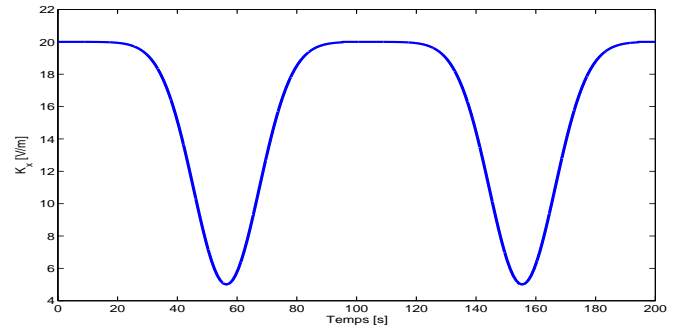


Fig. 6. Variation du gain K_x pour simuler une extraction par forceps difficile

sans risques une première expérience. Un novice est un obstétricien avec moins de douze mois d'expérience obstétrique. Un expert est défini ici comme un obstétricien qui utilise des forceps dans plus de 80% de ses interventions instrumentées.

Le protocole expérimental suivi est le suivant : deux novices réalisent chacun trois extractions par forceps. Pendant ces essais, les FEA simulées sont affichées sur un écran, ils peuvent donc tirer quand la FEA apparaît.

Rappelons que les forces mises en jeu sont en fait simulées par un gain K_x variable représenté sur la Fig. 6. Les valeurs pour le générateur de trajectoires de la consigne en position sont : $x_{init} = 2 \text{ cm}$, $x_{fin} = 15 \text{ cm}$ et $step = 1 \text{ cm}$.

Ces valeurs et les valeurs pour simuler les forces expulsives de la parturiente correspondent, du point de vue obstétrique, aux conditions suivantes :

- La présentation initiale de la tête est en OP+2. OP signifie Occipito Pubienne (l'occiput de la tête fœtale est face au pubis du bassin) et +2 signifie que le point le plus bas du crâne se situe à deux centimètres du plan des épine sciatiques (classification de l'ACOG - American College of obstetrics and Gynecology) [15]. L'expérience s'arrête lorsque la tête a atteint le niveau +15.
- Les FEA sont identiques dans les 2 cas. Il y en a une toutes les 120 secondes. Elles durent 75 secondes et leur intensité est parfaitement maîtrisée et est constante.
- Les FEV doivent également être identiques dans les 2 cas. Elles durent 10 secondes et se répètent deux fois pendant la durée de la FEA autour de son sommet. Elles sont donc synchronisées avec la FEA. Leur intensité est parfaitement maîtrisée et est constante.
- La force de l'opérateur est enregistrée par un capteur d'effort de traction/compression monté entre la tête fœtale et l'extrémité du vérin.

B. Analyse des résultats

Les novices peuvent voir les forces expulsives maternelles *via* l'interface de visualisation. Ils peuvent donc synchroniser leur FEI avec la FEA et la FEV. Les résultats liés aux extractions respectant le principe de synchronisation sont présentés sur la figure 7 pour les FEI appliquées sur la tête fœtale et sur la figure 8 pour les déplacements de la tête fœtale.

Lors des extractions, les novices ont dû attendre que la FEA apparaisse pour commencer à synchroniser leur geste d'extraction. Les premières valeurs de la FEI sont dues à la mise en place des forceps qui peuvent provoquer des efforts sur la tête fœtale, mais ces efforts ne sont pas pris en compte dans l'analyse. Sur ces figures, la ligne pointillée représente les forces expulsives

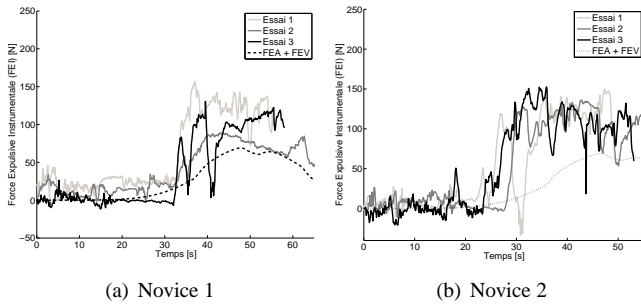


Fig. 7. FEI exercée par des novices lors d'essais synchronisés

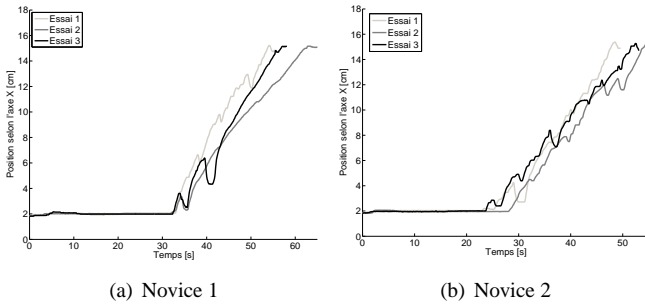


Fig. 8. Déplacement de la tête fœtale lors des essais synchronisés

maternelles (FEA et FEV) et les lignes pleines correspondent à la FEA exercée par les novices lors de leurs différents essais.

Il apparaît sur ces figures que l'intensité maximale atteinte par la FEI est de 157 N pour le novice 1 et de 153 N pour le novice 2. Concernant le déplacement de la tête fœtale (Fig. 8), elle a effectué un déplacement plus ou moins linéaire et a subi quelques aller-retours (surtout pour le novice 2) dans le bassin maternel qui peuvent avoir des conséquences dramatiques pour la parturiente et son enfant.

Un expert a ensuite également réalisé trois essais d'extraction pour permettre la comparaison novice-expert. La Fig 9 représente les FEI qu'il a exercées.

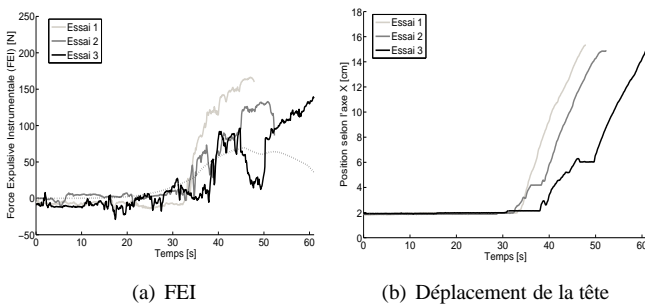


Fig. 9. FEI exercées par un expert et déplacement de la tête lors d'essais synchronisés

Comme l'ont fait les novices, l'expert a attendu l'apparition de la première contraction utérine avant de procéder à l'extraction. Il est à noter que l'intensité de la FEI est moins élevée que lors des essais des novices et que le déplacement de la tête est quasiment linéaire pendant toute l'extraction et n'effectue aucun aller-retour.

Afin de compléter cette analyse, les critères d'évaluation de la FEI repose non seulement sur l'étude de son intensité maximale mais aussi sur son comportement dans le temps et l'espace, la moyenne et le travail de la FEI sont également pris en compte. Le Tab. I rassemble tous les résultats. Ces résultats cor-

respondent à la moyenne de chaque critère d'évaluation sur les trois essais. L'écart type est indiqué entre parenthèses.

TABLE I
RÉSULTATS DE LA SIMULATION D'EXTRACTION PAR FORCEPS

Critère d'évaluation	Essais d'extraction		
	Novice 1	Novice 2	Expert
Travail de la FEI [J]	16 (5)	19 (2)	13 (2)
FEI Maximum [N]	126 (28)	146 (7)	147 (14)
Moyenne de la FEI [N]	47 (10)	54 (2)	34 (2)
Durée [s]	61 (4)	54 (2)	55 (6)

La comparaison avec les résultats de l'expert montrent que la FEI moyenne, le travail de la FEI et l'intensité maximale de la FEI et leur écart type respectif sont plus faibles pour l'expert. Le novice 1 a une FEI moyenne supérieure de 38% par rapport à l'expert (59% pour le novice 2) et pour le travail de la FEI, le résultat du novice 1 est supérieur de 23% par rapport au résultat de l'expert (46% pour le novice 2). Pour la durée, tous les opérateurs ont eu besoin approximativement du même temps pour extraire le fœtus. Cependant comme l'objectif de ces expériences est de permettre aux novices de se rendre compte des forces impliquées et non pas de simuler une procédure d'urgence, la durée n'est donc pas un paramètre déterminant. Concernant l'intensité maximale de la FEI, le résultat du novice 1 est plus faible que celui de l'expert mais cependant il est à noter que les novices exercent leur FEI avec une plus grande intensité plus longtemps que les experts (Figs. 7 et 9).

V. DISCUSSION

En comparant ces résultats avec ceux de la littérature, l'ordre de grandeur de l'intensité de la FEI développée est le même. Les résultats présentés dans le tableau I sont légèrement inférieurs à ceux de la littérature car la procédure utilisée simulait un accouchement par forceps "difficile" et non pas "très difficile". Pour rappel les résultats de la littérature proviennent de [6, 16] qui montrent que les efforts maximum de traction se situent entre 180 et 300 N. Ces mesures étaient réalisées *in vivo* en instrumentant des forceps avec un dynamomètre. Fleming [7] a confirmé ces résultats en instrumentant des forceps avec des jauges de contraintes. Kelly a ensuite démontré qu'au delà de 230 N 50% des nouveaux nés sont victimes de blessures [8]. De nos jours la limite supérieure recommandée de la force d'extraction est autour de 200 N [17].

La dispersion des résultats de la littérature confirme la difficulté de faire des mesures *in vivo*. En fait, il est difficile de mesurer l'effort réel de traction appliqué sur la tête fœtale à cause de l'impossibilité d'instrumenter le fœtus avec des capteurs et de l'unicité de chaque accouchement. Les chercheurs peuvent donc aider les obstétriciens novices à appréhender la force à exercer en dehors de la salle d'accouchement. Leslie *et al.* ont ainsi proposé une formation à partir d'un bras mécanique sur lequel est attachée une paire de forceps instrumentée avec un capteur de force [18]. Dans notre cas l'interface est anthropomorphe et les forceps ne sont pas attachés ce qui permet d'assurer l'immersion de la simulation, nos résultats aboutissent à la même conclusion : les obstétriciens novices ont besoin de s'entraîner pour prendre conscience des forces qu'ils exercent et cette formation n'est jamais évidente à réaliser pendant un accouchement. Un

simulateur peut également servir aux obstétriciens comme un outil de développement pour comparer différentes techniques et outils d'extraction.

Il serait également intéressant de démontrer expérimentalement le principe de synchronisation des forces expulsives aux novices. En effet les novices pourraient essayer d'extraire le fœtus sans que la FEA ne soit présente et donc exercer une FEI avec une intensité plus importante pour faire avancer le fœtus.

Le capteur de force utilisé est seulement utilisé en tant qu'instrument de mesure. Nous ne l'avons pas utilisé dans l'optique d'une commande en effort car nous voulions d'abord vérifier que nos résultats étaient proches de ceux de la littérature. De plus un asservissement en position permet de reproduire un déplacement réaliste de la tête fœtale qui tend à être retenue à l'intérieur du bassin par les muscles pelviens ce qui se traduit par des déplacements saccadés si l'obstétricien ne maintient pas la tête en place.

VI. CONCLUSION

La loi de commande présentée et implémentée dans la partie électro-pneumatique du simulateur BirthSIM répond aux besoins des obstétriciens. Différents scénarios sont disponibles sur le simulateur BirthSIM. Dans ce papier nous nous sommes intéressés à la simulation d'accouchement difficile par forceps. La loi de commande est un asservissement en position avec un gain K_x variable qui permet de modifier la raideur du système et de reproduire les différentes forces qui ont lieu pendant un accouchement. Nous profitons ainsi d'une des caractéristiques des systèmes pneumatiques que n'ont pas les systèmes électriques : la compliance. L'objectif de ces expériences était de permettre aux novices de prendre conscience des forces mises en jeu.

Leurs gestes d'extraction ont été comparés à ceux d'un expert. Les forces exercées par les novices pour extraire le fœtus sont globalement supérieures à celles de l'expert et le déplacement de la tête fœtale induite par ces forces sont moins linéaires. Si la tête est soumise à de nombreux et importants aller-retours, cela peut déboucher sur des conséquences dramatiques pour la parturiente et pour le fœtus. Une formation sur simulateur offre la possibilité aux novices d'acquérir une expérience initiale avant de procéder à leur formation en salle d'accouchement. Cette première expérience leur permet d'avoir une plus grande confiance en soi et d'être techniquement prêt le jour où un accouchement instrumental a lieu. Les valeurs obtenues pendant les expériences sur simulateur sont du même ordre de grandeur que ceux de la littérature ce qui garantit une formation réaliste sur simulateur.

Un programme de formation est actuellement en cours à l'hôpital Lyon Sud des Hospices Civils de Lyon pour permettre aux novices d'améliorer leur geste et de procéder à des accouchements par forceps sans risque sous la supervision d'un expert. Cette nouvelle campagne de mesure devrait déboucher sur des résultats plus représentatifs.

RÉFÉRENCES

[1] R. LAPEER, M. S. CHEN et J. VILLAGRANA : An augmented reality based simulation of obstetric forceps delivery. *In 3rd IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality, (ISMAR'04)*, pages 274–275, 2-5 Nov. 2004.

[2] T. SIELHORST, T. OBST, R. BURGKART, R. RIENER et N. NAVAB : An augmented reality delivery simulator for medical training. *In Augmented environments for Medical Imaging including Augmented Reality in Computer-aided Surgery (AMI ARCS'04)*, pages 11–20, Rennes, France, 2004.

[3] R. MOREAU, M. T. PHAM, T. REDARCE et O. DUPUIS : A new learning method for obstetric gestures using the BirthSIM simulator. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'07)*, pages 2279–2284, Roma, Italy, 10-14 April 2007.

[4] E. PAPIERNIK, D. CABROL et J.-C. PONS : *Obstétrique*. Flammarion Médecine-Sciences, 1997. ISBN 2257150457.

[5] J.-M. THOULON : *Le monitoring électronique fœtal : la cardiotocographie*. Masson, 2^{ème} édition, 1991. ISBN 2-225-82251-4.

[6] B. WYLIE : Traction in forceps deliveries. *American Journal of Obstetrics and Gynecology (AJOG)*, pages 425–433, 1933.

[7] A. R. FLEMING, K. R. BRANDEBERRY et W. H. PEARSE : Introduction of a metric forceps. *American Journal of Obstetrics and Gynecology (AJOG)*, 78:125–133, 1959.

[8] J. V. KELLY et G. SINES : An assessment of the compression and traction forces of obstetrical forceps. *American Journal of Obstetrics and Gynecology (AJOG)*, 96:521–537, 1966.

[9] A. MOOLGOAKER : A new design of obstetric forceps. *Obstetrics and Gynecology*, 69:450–457, 1962.

[10] P. ROSA : Defense of suction grip extraction. *Brux Med*, 35:1590–1597, 1955.

[11] R. MOREAU, M. T. PHAM, R. SILVEIRA, T. REDARCE, X. BRUN et O. DUPUIS : Design of a new instrumented forceps : Application to safe obstetrical forceps blade placement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(7):1280–1290, July 2007.

[12] O. OLABY, R. MOREAU, X. BRUN, O. DUPUIS et T. REDARCE : 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.

[13] R. MOREAU, O. OLABY, M. T. PHAM, X. BRUN et O. DUPUIS : Simulateur d'accouchement automatisé BirthSIM pour l'apprentissage sans risque des gestes obstétricaux. *In Journées Doctorales MACS - JD-MACS'07*, Reims, France, 2007.

[14] X. SHEN et M. GOLDFARB : Simultaneous force and stiffness control of a pneumatic actuator. *Journal of Dynamic Systems*, 129:425–434, 2007.

[15] G. CUNNINGHAM, L. GILSTRAP, K. LEVENO, S. BLOOM, J. HAUTH et K. WENSTROM : *Williams Obstetrics*. The McGraw-Hill Companies, 22nd édition, 2005. ISBN 0071413154.

[16] W. H. PEARSE : Electronic recording of forceps delivery. *American Journal of Obstetrics and Gynecology (AJOG)*, 86:43–51, 1963.

[17] P.C. DENNEN : *Dennen's Forceps Deliveries*. F.A. Davis, 3rd ed. édition, 1989. ISBN : 0803625111.

[18] K. LESLIE, P. DIPASQUALE-LEHNERZ et M. SMITH : Obstetrics forceps training using visual feedback and the isometric strength testing unit. *Obstetrics & Gynecology*, 105:377 :382, 2005.