

Modélisation et thermorégulation des paramètres d'une couveuse néonatale : cas du prototype du laboratoire CURES au Cameroun.

Daniel N. N. MBELE^{1,2,*}, Aristide TOLOK NELEM^{1,2}, R. ONANENA^{1,2}, Pierre ELE^{1,2,3}

¹ Laboratory of Electrical Mechatronics Engineering and Signal Processing, University of Yaoundé I, Cameroon

² University Research Centre on Energy for Health, University of Yaoundé I, Cameroon

³ Laboratory of Technology and Applied Sciences, University of Douala, Cameroon

* nicolas.mbele17@gmail.com

RESUME – Le nombre de nouveaux nés prématurés en Afrique et au Cameroun en particulier est très élevé. Ce nombre favorise l'augmentation du taux de mortalité. Les hôpitaux des zones rurales et parfois des zones urbaines ne possèdent pas toujours des couveuses néonatales nécessaires pour fournir à ces nouveau-nés une surveillance, un traitement et des soins supplémentaires. Cela étant principalement dû, au coût d'achat, la qualité de l'énergie entraînant des coûts d'entretien élevés. Le CURES (Centre Universitaire de Recherche sur l'Energie pour la Santé) a réalisé un prototype de couveuse néonatale et dans cet article, nous présentons la modélisation des composants, les échanges thermiques, et réalisons une thermorégulation du prototype de couveuse répondant à son environnement de fonctionnement sur la base d'un modèle développé et testé sur Matlab/Simulink.

Mots-clés— couveuse néonatale, modélisation, thermorégulation, échanges thermiques, contrôle, Matlab/Simulink.

1. INTRODUCTION

La production et la perte de chaleur conduisent à un équilibre stable de la température du corps humain. Les nouveau-nés et particulièrement ceux de faible poids de naissance et/ou les prématurés sont les plus vulnérables aux pertes thermiques du fait de leur faible coefficient d'isolation thermique due à leur faible épaisseur de peau [1]. Pour limiter les risques de décès par hypothermie ou hyperthermie, ils doivent être protégés contre le froid et la chaleur excessive. L'hypothermie est une des plus répandues des causes de mortalité néonatale dans les pays du Sud, alors qu'environ 40% de ces décès peuvent être évités par une gestion simple et adéquate de la température [2]. On a alors recours aux couveuses néonatales, qui sont des équipements médicaux utilisés pour fournir aux nouveau-nés prématurés ou de faible poids de naissance, un environnement adéquat pour leur croissance et limiter les pertes thermiques par contrôle de la température et de l'humidité.

Cet environnement adéquat est défini par l'Union Internationale de la Science comme une aire de température ambiante dans laquelle le métabolisme est minimal et la température interne du corps est maintenue constante et à une valeur normale (comprise entre 36,5°C et 37,5°C).

La température est l'un des plus importants paramètres à maintenir avec un minimum de variation. Mais, le contrôle seul de température ne suffit pas pour obtenir un environnement

adéquat. L'humidité relative est aussi un paramètre important pour réduire les pertes de chaleur chez le nouveau-né. De nombreux auteurs notent 40% de réduction des pertes de chaleurs par évaporation lors de l'augmentation de l'humidité relative de 20 à 60%. Après observation des nouveau-nés de faibles poids de naissance par Blackfan et Yaglou, il est recommandé de maintenir le niveau d'humidité relative à l'intérieur de l'habitacle entre 65 et 70% [3].

Pour mieux apprécier les pertes de chaleur, il est essentiel d'avoir un modèle de couveuse néonatale stable, précis et simple à contrôler pour réguler avec précision la température et l'humidité relative de l'air. Simon a développé un modèle théorique de la dynamique d'une couveuse néonatale pour l'analyse des facteurs influençant la thermorégulation néonatale. Leblanc décrit des équations fondamentales sur les échanges thermiques entre l'enfant et son environnement. Zermani a réalisé un modèle de simulation d'une couveuse néonatale avec un contrôleur prédictif découplé [3].

L'objectif de cet article est d'étudier le comportement dynamique du système de thermorégulation de notre prototype de couveuse à travers un modèle développé et testé sur le logiciel Matlab/Simulink. Nous allons comparer les réponses du nouveau-né à des variations de température et d'humidité relative dans l'habitacle avec celles simulées.

2. MODELISATION

2.1. Modélisation du nouveau-né

Le contexte de cette étude conduit à la géométrie simplifiée du modèle thermique de Stolwijk style. Cette géométrie décompose l'environnement du nouveau-né par une tête composée de la peau et d'un noyau, d'un ensemble de tronc-jambes-bras comme un cylindre composé de peau, une couche de graisse musculaire et d'un noyau [4][5].

Dans la figure 1, six (06) compartiments permettent d'avoir un système d'équations décrivant différents échanges thermiques entre le nouveau-né et son environnement [4][7].

$$M_{iC_{p,i}} \frac{dT_i}{dt} = Q_{met,i} + Q_{conduc,i} - Q_{cv,i} - Q_{ray,i} - Q_{evap,i} - Q_{resp} + Q_{sang,i} \quad (1)$$

Le métabolisme est l'ensemble des réactions par lesquelles les cellules de l'organisme produisent et utilisent l'énergie. Il est fonction du poids et d'un coefficient de surchauffe qui dépend de la température centrale du tronc [4][5][6] :

$$Q_{met} = Met_b \cdot M \cdot f_{met} \quad (2)$$

$$Met_b = 2,4W / Kg; f_{met} = 2,5^{(T_{tr,co}-37)/10}; T_{tr,co} \geq 37^\circ C.$$

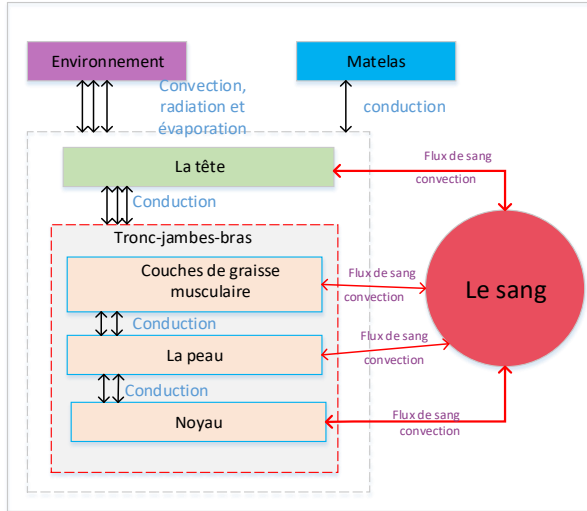


Figure 1: Echanges thermiques entre le nouveau-né et son environnement

2.2. Modélisation de la couveuse

La couveuse est constituée de 5 parties : le système de chauffage, l'habitacle fait en Plexiglas, le mélangeur d'air, le matelas et le système d'humidification.

L'équation qui décrit le système de chauffage de l'air est :

$$R.C. \frac{dT_0}{dt} + T_0 = R.h + T_i \quad (3)$$

L'équation du bilan thermique dans l'habitacle est :

$$[Q_{acv} + Q_{sr} - Q_{cvo} - Q_{ro}]dt = M_h C_{ph} dT_h \quad (4)$$

Le matelas obtient de la chaleur par conduction avec la peau du nouveau-né et par convection avec l'air dans l'habitacle. Le bilan thermique est donné par l'équation :

$$[Q_{mat} + Q_{mc} - Q_{ic}]dt = M_m C_{pm} dT_m \quad (5)$$

Le mélangeur d'air nous permet d'homogénéiser l'air chaud et l'air humide de températures et de débits différents. Il est supposé être parfaitement isolé et nous obtenons l'équation d'état [8] :

$$\frac{dT_3}{dt} = -\frac{1}{C} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) T_3 + \frac{1}{C.R_2} T_2 + \frac{1}{C.R_1} T_1 \quad (6)$$

3. CONTROLE DE LA TEMPERATURE ET DE L'HUMIDITE RELATIVE

La couveuse développée au sein du CURES faite en matériaux local (Bois) est considérée sous forme de système multi variables. Elle est constituée de deux (02) entrées et de deux (02) sorties. La relation entrées/sorties est définie dans la figure 2. Les variables de contrôle sont la température et

l'humidité relative de l'air dans l'habitacle. Les résultats de la modélisation nous ont permis de déterminer la fonction de transfert matricielle qui décrit le système.

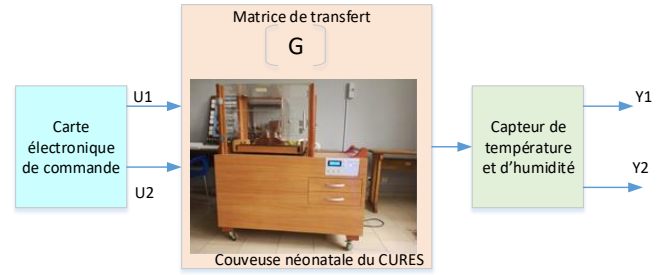


Figure 2: Synoptique du système

U_1 : Signal de commande de la résistance chauffante.

U_2 : Signal de commande de l'humidificateur.

Y_1 : Température dans l'habitacle de la couveuse.

Y_2 : Humidité relative dans l'habitacle de la couveuse.

La Représentation Energétique Macroscopique (REM) est envisagée pour l'élaboration de la commande. Les sources d'énergie sont le nouveau-né, l'environnement, l'alimentation électrique, la résistance chauffante et le bac d'humidification.

4. CONCLUSION

Grâce au modèle thermique de Stolwijk style nous avons conçu et modélisé une couveuse à moindre coût répondant aux contraintes de fonctionnement du Cameroun. Cette modélisation des paramètres a été validée par comparaison des valeurs mesurées et simulées de température et d'humidité relative dans l'habitacle. Les différents résultats révèlent l'influence de ces paramètres sur le rendement et les indicateurs de performance du contrôleur de température et d'humidité.

5. REFERENCES

- [1] Pierre ELE, Jean Bosco MBEDE et Edouard ONDOUA, « Parameters Modelling and Fuzzy Control System of Neonatal Incubators », SETIT 2009 5th International Conference: Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications, Tunisie, 2009.
- [2] Anne Esther Njom Nlend et Al. Devenir néonatal immédiat de la grande et l'extrême prématurité : données rétrospectives d'une unité de néonatalogie à Yaoundé, Cameroun de 2009 à 2013. PanAfrican Medical Journal/short communication. Publié le 06 avril 2015.
- [3] M.A. Zermani *, E. Feki , A. Mami , « Building simulation model of infant-incubator system with decoupling predictive controller », IRBM 35 (2014) 189–201, 2014.
- [4] Jean-Paul Fohr, « Heat and Moisture Transfer between Human Body and Environment », FOCUS SERIES, Series Editor Jean-Luc Achard, WILEY, 2015.
- [5] Carina Barbosa Pereira, Konrad Heimann, Michael Czaplik, Vladimir Blazek, Boudewijn Venema, Steffen Leonhardt., « Thermoregulation in premature infants: a mathematical model », Journal of Thermal Biology, 2016.
- [6] Andrés Fraguera, Francisca D. Matlalcuatzi, Ángel M. Ramos, « Mathematical modelling of thermoregulation processes for premature infants in closed convectively heated incubators », Computers in Biology and Medicine, 2015.
- [7] Décima P, Dégrugilliers L, Delanaud S, Stéphan-Blanchard E, Vanhée J-L, Libert J-P, « Conception d'un logiciel de calcul de la thermoneutralité dans les incubateurs fermés pour nouveau-nés prématurés (projet Pretherm®) », IRBM 2012;33:48–54.
- [8] Robert H. Bishop, « Mechatronics systems, sensors and actuators : fundamentals and modeling », The mechatronics handbook, Second Edition, CRC Press Taylor and Francis group, 694p, 2008.