

Analyse expérimentale et numérique d'un lambeau d'avancement V-Y sur la peau humaine *ex vivo*

D. REMACHE^a, J. PAUCHOT^b, J. CHAMBERT^a, L. CAPEK^c, E. JACQUET^a

a. Université de Franche-Comté, Institut de Femto-st - UMR 6174 CNRS, Département de Mécanique Appliquée, 24 rue de l'Épitaphe, 25000 Besançon, France

b. Orthopédie, Traumatologie, Chirurgie Plastique Reconstructrice et l'unité Chirurgie de la Main – EA 426814S IFR133 INSERM, Centre Universitaire Hospitalier de Besançon, Place Saint-Jacques, F-25030 Besançon, France

c. Université technique de Liberec, Département de génie mécanique, Studenska 2, 46117 Liberec 1, République tchèque

Résumé :

Le lambeau d'avancement V-Y est une technique chirurgicale permettant, par l'avancement d'un lambeau triangulaire dessinant un V, la couverture de certaines pertes de substance avec une cicatrice finale en Y. À partir d'un explant d'abdominoplastie, un lambeau V-Y a été réalisé pour évaluer expérimentalement et prédire numériquement les efforts de fermeture. Une modélisation en 2D par éléments finis est proposée en considérant la peau comme un matériau homogène avec un comportement mécanique isotrope hyperélastique incompressible.

Abstract :

The V-Y advancement flap is a surgical technique allowing to covering wounds with substance loss by moving a flap in V shape. From an explant of abdominoplasty, a V-Y advancement flap was performed to assess experimentally and predict numerically the closure forces. Modeling 2D finite element is proposed by considering the skin as a homogeneous material with an isotropic hyperelastic incompressible mechanical behavior.

Mots clefs : peau humaine; *ex vivo*; lambeau d'avancement V-Y; méthode des éléments finis

1 Introduction

En chirurgie, le lambeau V-Y est une technique de couverture qui remplace une perte de substance adjacente à la base du lambeau triangulaire en deux pertes de substance de part et d'autre de ce dernier de largeur inférieure à la perte de substance initiale et accessible à une fermeture directe par suture. Afin de modéliser le lambeau le plus précisément possible, il a été reproduit *ex vivo* sur une pièce d'abdominoplastie, pièce de grande dimension correspondant à l'exérèse de l'excédent cutanéograsseux abdominal au cours d'un acte chirurgical [1].

2 Méthodes

En respectant les recommandations du comité d'éthique de l'Hôpital Universitaire de Besançon, une étude expérimentale a été menée *ex vivo* sur des pièces d'abdominoplasties. Ces pièces ont été fixées sur un support rigide dans un état de prétension proche de l'état de tension naturelle *in vivo* grâce à l'utilisation d'un calque dessiné en préopératoire. La figure 1 montre les différentes étapes suivies lors de la procédure expérimentale.

Tout d'abord, la perte de substance est réalisée de forme rectangulaire et de longueur perpendiculaire à la ligne de Langer correspondant à la ligne de moindre tension cutanée (figure 1a). Un lambeau triangulaire, de base adjacente à la perte de substance est ensuite incisé, dessinant un V (figure 1b). Le lambeau est ensuite translaté pour couvrir la perte de substance (figure 1c).

Selon l'ordre indiqué sur la figure 1, quatre points de suture ont été réalisés. Après ces étapes, le chirurgien couvre complètement les zones incisées restantes en suturant tout au long des trois côtés du lambeau donnant à la fin une forme de Y d'où le lambeau tire son nom : lambeau V-Y.

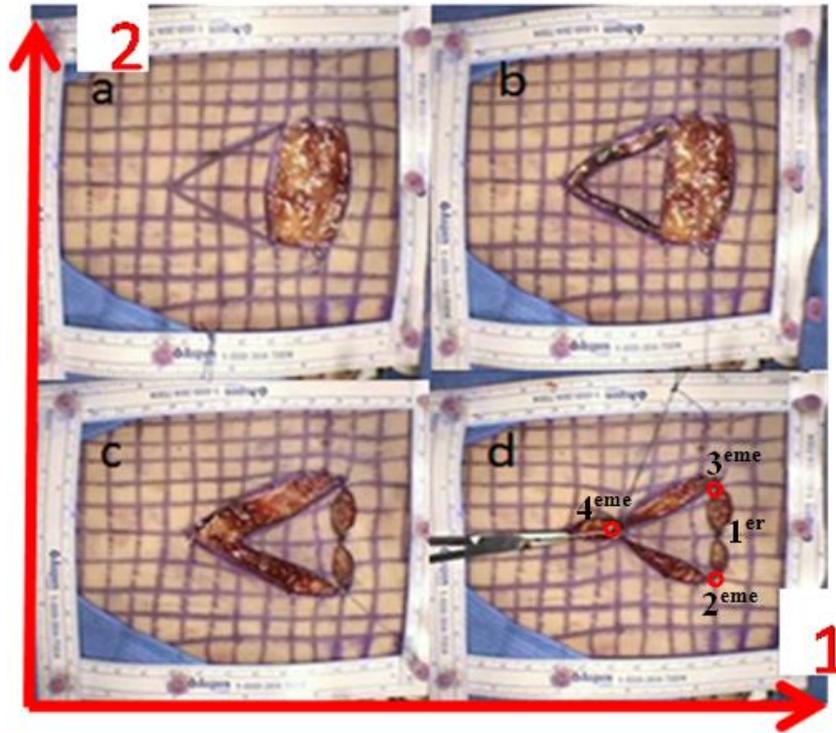


FIG. 1 – Différentes étapes de la procédure expérimentale

L'effort de fermeture à chacun des quatre premiers points de suture montrés sur la figure 1d a été mesuré avec un dynamomètre de type Lutron FG-5000A et par la suite simulé numériquement. Dans une simulation numérique par la méthode des éléments finis, la peau *ex vivo* a été considérée comme un matériau homogène, isotrope, incompressible, hyperélastique de 1 mm d'épaisseur. Le modèle hyperélastique d'Ogden du premier ordre [2], utilisé pour décrire le comportement non linéaire des matériaux complexes tels que les caoutchoucs et les tissus biologiques, a été choisi pour décrire le comportement mécanique de la peau. La fonction de l'énergie de déformation est présentée sous la forme suivante:

$$W = \frac{2\mu}{\alpha^2} \left(\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3 \right) \quad (1)$$

W est la densité d'énergie de déformation par unité de volume non déformée, α est le coefficient de corrélation, μ est le module de cisaillement sous déformation infinitésimale, et λ_1 , λ_2 , λ_3 sont les trois allongements principaux.

Sachant que l'explant provient d'une abdominoplastie, les paramètres du matériau ont été identifiés à partir d'un essai de traction uniaxiale réalisé sur la peau de l'abdomen humain par Jansen et Rottier [3]. La simulation numérique a été réalisée avec le logiciel Ansys®v12. L'élément de type PLANE183 en contraintes planes a été choisi pour modéliser la géométrie du matériau. L'axe 1, indiqué sur la figure 1, est approximativement parallèle avec les lignes de Langer.

La simulation numérique consiste tout d'abord à identifier la précontrainte de la peau à analyser. Elle permet ensuite la détermination des efforts nécessaires pour réaliser les points de suture au sommet du lambeau triangulaire. La précontrainte a été identifiée par comparaison du trou rectangulaire déformé obtenu par simulation avec celui obtenu expérimentalement (figure 1a) [4]. En effet, le champ de contrainte responsable de la déformation du rectangle est celui de la contrainte initiale ou précontrainte. L'identification a été obtenue en utilisant une méthode d'optimisation basée sur l'algorithme Levenberg-Marquard et intégrée dans le logiciel MIC2M [5].

Afin de simuler le passage de la figure 1c à la figure 1d, un nouveau calcul a été développé en tenant compte des conditions de la précontrainte préalablement identifiée (figure 2a). La symétrie du problème a été prise

en compte et la suture du quatrième point du lambeau d'avancement V-Y a été simulée (figures 2b et 2c) en déplaçant le nœud N191 vers le nœud N3. Enfin, l'effort de fermeture calculé au quatrième point de suture a été comparé à la valeur trouvée expérimentalement. A ce stade de la simulation, le déplacement du lambeau pour couvrir la perte de substance, à savoir le passage de la figure 1b à la figure 1c, n'a pas été simulé : cette partie du calcul nécessite une modélisation tridimensionnelle pour tenir compte du cisaillement de la peau au moment de la translation et se rapprocher de la réalité.

3 Résultats et Discussion

A partir des résultats expérimentaux de Jansen et Rottier [3], les valeurs des constantes d'Ogden du premier ordre, ont été identifiées. Les valeurs obtenues, $\mu = 0,11$ MPa et $\alpha = 9,002$ sont en bon accord avec celles de Shergold *et al.* [6]. Les composantes principales du champ de précontrainte ont été identifiées : les valeurs obtenues sont $\sigma_1 = 29.1$ kPa et $\sigma_2 = 14.9$ kPa.

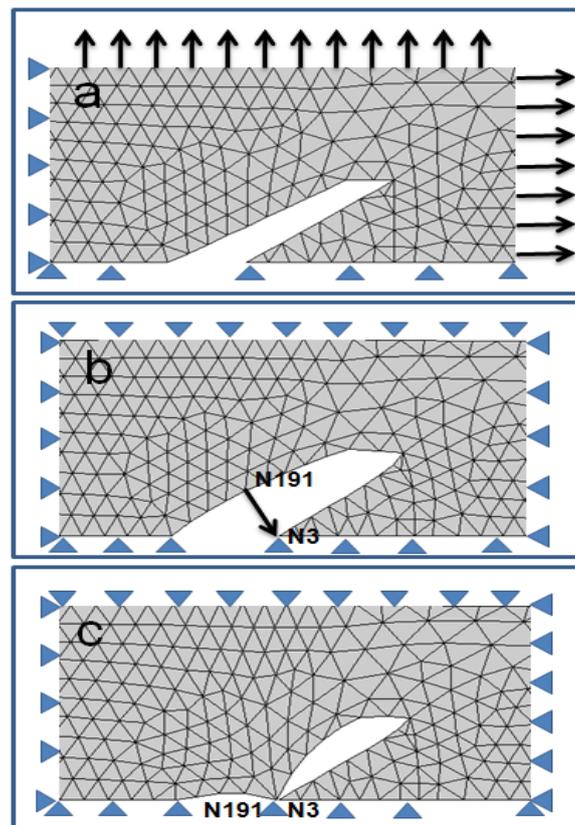


FIG. 2 – a-Géométrie initiale, conditions aux limites et chargement (précontrainte). b-Déformée obtenue après application de la précontrainte. c- Déformée obtenue après la suture du quatrième point.

Le tableau 1 montre les mesures d'efforts obtenues expérimentalement aux quatre points de suture. Les valeurs reportées tiennent compte de la fluctuation des mesures.

	1 ^{er} point de suture	2 ^e point de suture	3 ^e point de suture	4 ^e point de suture
Force (N)	1.3 à 2.56	0.17 à 0.37	0.15 à 0.18	0.14 à 0.36

TAB. 1 – Mesures expérimentales de l'effort de fermeture

Seule la prédiction des efforts nécessaires pour la suture du quatrième point est proposée ici puisque les trois premiers points nécessitent une modélisation tridimensionnelle. Le résultat de la simulation de l'effort de fermeture au quatrième point de suture donne une valeur (3,73 N), très différente de la valeur maximale trouvée expérimentalement (0,36 N). Cette différence peut être expliquée par le fait que dans la partie expérimentale, la suture des trois premiers points modifie le champ des contraintes au voisinage du lambeau et répartit la tension sur tout le pourtour du lambeau. Cela pourrait être amélioré en considérant la peau

comme un matériau à deux couches (épiderme et derme d'une part et hypoderme d'autre part) avec des paramètres mécaniques très différents et en simulant les trois premiers points.

Par ailleurs, le rôle de l'hypoderme dans le déplacement du lambeau lors de la procédure expérimentale pourrait être diminué en augmentant l'épaisseur de la perte de substance pour dégager la zone à couvrir et ainsi faciliter la translation du lambeau. D'autres essais *ex vivo* sont envisagés pour approfondir les enseignements tirés de ces expériences.

4 Conclusion

La technique chirurgicale du lambeau d'avancement V-Y a été partiellement analysée expérimentalement et numériquement. Dans une modélisation par éléments finis, la peau a été considérée comme un tissu homogène, isotrope, élastique non linéaire. Le champ de précontrainte du tissu a été identifié. L'effort de fermeture mesuré au quatrième point est différent de celui résultant de la simulation numérique. La prédiction par le calcul numérique devrait être améliorée en considérant la peau comme un matériau à deux couches avec des propriétés mécaniques spécifiques. Une autre perspective de cette étude consiste à simuler toutes les étapes du lambeau d'avancement V-Y à l'aide d'une modélisation tridimensionnelle. Par ailleurs, d'autres essais *ex vivo* dans lesquels l'hypoderme serait davantage incisé et enlevé, sont envisagés.

Références

- [1] Pauchot J., Servagi S., Laveaux C., Lasserre G., Tropet Y., Bilateral latissimus dorsi V-Y musculocutaneous rotation flap for closure of a large dorsal radionecrosis. Geometric analysis and interest. About one case, *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 55, 66-70, 2010.
- [2] Ogden R.W., Large deformation isotropic elasticity – on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids, *Proc. R. Soc. Lond. A*, 326, 565-584, 1972.
- [3] Jansen L.H. and Rottier P.B., Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips: a study of their dependence on age and how they are influenced by the presence of striae, *Dermatologica*, 117, 65-183, 1958.
- [4] Remache D., Chambert J., Capek L., Pauchot J., Jacquet E., Finite element analysis of the V-Y advancement flap, *Proc. of Inter. Conf. Human Biomechanics 2010*, 4-6 october, Sychrov, Czech Republic
- [5] Richard F., Identification du comportement et évaluation de la fiabilité des composites stratifiés, Thèse de doctorat, Université de Franche-Comté, 1999.
- [6] Shergold O.A., Fleck N.A., Radford D., The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates, *Int J Impact Eng*, 32, 1384-1402, 2006.