
Modélisation des alliages de titane par une stratégie d'identification

Application biomécanique

Rym Harbaoui¹, Amna Znaïdi², Rachid Nasri¹

1. Laboratoire de mécanique appliquée et ingénierie LR-MAI-ENIT,
université Tunis – El Manar, École nationale d'ingénieurs de Tunis,
BP 37, Le Belvédère, 1002, Tunis, Tunisie
rym.harbaoui@gmail.com, rachid.nasri@enit.rnu.tn

2. Institut préparatoire aux études d'ingénieurs d'El Manar,
université Tunis – El Manar, BP 244, CP 2092, Tunis, Tunisie
amna.znaïdi@laposte.net

RÉSUMÉ. Les applications des alliages de titane sont traditionnellement présentes dans le domaine des transports, notamment au niveau des moteurs et des turboréacteurs. L'avantage majeur de ces alliages est principalement lié à leur bon comportement mécanique regroupant une bonne résistance mécanique dans différentes conditions de sollicitations et une importante durée de vie associée à une faible densité. L'utilisation des alliages de titane dans le domaine de la biomécanique, notamment dans les prothèses osseuses, constitue un avantage du fait de leurs propriétés mécaniques proches de celles de l'os. Le présent travail s'intéresse à l'étude du comportement mécanique de la tige fémorale de la prothèse totale de la hanche (PTH) en alliage de titane. Pour ce faire, une modélisation numérique est proposée pour identifier les paramètres matériaux en utilisant une loi de comportement tenant compte de l'état microstructural du matériau. L'approche proposée permet de fournir un modèle fiable qui pourrait être implémenté dans un logiciel par éléments finis. Les résultats obtenus pourront être utilisés pour étudier le comportement mécanique de la structure prothétique lorsque celle-ci est soumise à plusieurs sollicitations combinées.

ABSTRACT. Titanium, as an attractive material for numerous industries was introduced into engineering practice as a high strength, corrosion resistant material in the last century. More recently, it has found increasing applications in aerospace and transport industry but mostly in the biomedical field. Moreover, titanium alloys were used the total hip prosthesis (PTH) femoral stem because of their biocompatibility and their low Young's modulus very close to that of the bone. The present work is concerned with the study of the mechanical behavior of the PTH femoral stem made of titanium alloys. To achieve this goal, a modeling study followed by a new identification strategy is presented. Thus, the use of a behavior law, taking into account the microstructural state of titanium ($Ti\alpha$ and $Ti\beta$), is essential in order to provide a reliable model for a future implementation in finite element software. The results obtained from the modeling and from the identification procedure will subsequently be used to study the mechanical behavior of this material when subjected to several stresses.

MOTS CLÉS : titane, loi de comportement, identification des matériaux, anisotropie, prothèses osseuses.

KEYWORDS: titanium, behavior law, material identification, anisotropy, titanium, bone prosthesis.

DOI: 10.3166/rcma.2017.00005 © 2017 Lavoisier

Extended abstract

Over recent decades, the use of titanium and its alloys as biomaterials has been prevalent, particularly in orthopedic surgeries. Compared to stainless steel, titanium offers better resistance to corrosion and excellent tolerance to biological tissues, but its low resistance to the stresses, to which it may be subjected, limits its use in certain biomedical applications such as pacemakers and heart valves. The applications of titanium alloys were usually present in the field of transport, particularly in engines and turbojets.

The major advantage of these alloys is mainly their mechanical behavior, which combines good mechanical resistance under different stress conditions, a long service life *versus* low density, which are important parameters for such applications. Hence, the importance of using titanium in the field of biomechanics, particularly the orthopedic use in the design of prosthesis and more precisely the total hip prosthesis (PTH) requiring all these advantages.

Thus, the interest in titanium alloys has increased significantly in these recent years mainly for the manufacture of PTH stems due to its high strength, low modulus of elasticity very close to the modulus of the bone and its excellent resistance to Corrosion. Although the implementation of new materials such as Young's low-modulus metallic materials (biocompatible β titanium alloys) is promising, some prostheses show several defects, which are generally of mechanical origin. In particular, a rupture of the implants is observed due to a manufacturing failure leading to a fracture of the head or the femur tail. In some cases, there is loosening with progressive mobilization of the prosthesis by failure of the fixation of the cup on the stem. An early loosening is also noticed due to insufficient mechanical strength of the initial prosthesis. For these reasons, the study of the microstructure of a material is essential to show clearly the physical phenomena responsible for the plastic behavior of the material. For this purpose, we propose a modeling of titanium using a non-quadratic criterion taking into account the complex structure of this material.

Moreover, the present work aims to study of the mechanical behavior of the total hip prosthesis femoral stem made of titanium alloys. To achieve this goal, a modeling study followed by a new identification strategy is presented. Thus, the use of a behavior law that takes into account the microstructural state of titanium is essential in order to provide a reliable model for a future implementation in finite element software. The results obtained from the modeling and from the identification will subsequently be used to study the mechanical behavior of this material when subjected to several stresses.

In this work, based on an experimental database, an identification strategy was proposed presenting the parameters of the plastic material based on the allotropic state of titanium ($Ti\alpha$ and $Ti\beta$), the constitutive law and the Lankford coefficients. For each alloy, the plastic behavior model, the Ludwick law and the suitable criterion have been described.

1. Introduction

L'utilisation du titane et de ces dérivées en alliages comme biomatériau est très répandue depuis plusieurs années, en particulier en chirurgie orthopédique.

Par comparaison avec l'acier inoxydable, le titane offre une meilleure résistance à la corrosion et une excellente tolérance vis-à-vis des tissus biologiques, mais sa faible résistance aux efforts auxquels il peut être soumis limite son utilisation dans certaines applications biomédicales, telles que les stimulateurs et les valves cardiaques.

Ainsi, l'intérêt accordé aux alliages de titane a augmenté significativement ces dernières années essentiellement pour la fabrication des tiges des prothèses totales de la hanche (PTH) en raison de sa haute résistance, son faible module d'élasticité très proche de celui de l'os et son excellente résistance à la corrosion (Rack et Qazi, 2005). Bien que l'implémentation de nouveaux matériaux comme les matériaux métalliques à plus faible module d'Young (Long et Rack, 1997) pour la réalisation des tiges (alliages de titane β biocompatibles) soit prometteuse, certaines prothèses montrent plusieurs défauts qui sont généralement d'origine mécanique. Notamment, on observe une rupture des implants par défaillance de fabrication entraînant une fracture de la tête ou de la queue fémorale. Dans certains cas, on a un descellement avec une mobilisation progressive de la prothèse par faillite de la fixation de la cupule sur la tige ou descellement précoce par insuffisance de tenue mécanique de la prothèse initiale. Pour ces raisons, l'étude de la microstructure d'un matériau est primordiale et permet la mise en évidence des phénomènes physiques responsables du comportement plastique du matériau. Pour cela, on propose dans cet article une modélisation du titane en utilisant un critère non quadratique tenant compte de la structure complexe de ce matériau.

2. Mise en situation : de la mécanique dans le médical

2.1. Les prothèses totales de la hanche et leurs défauts

La PTH est une articulation artificielle qui remplace l'articulation endommagée de hanche pour les sujets âgés ou suite à un accident. La PTH est constituée d'une pièce fémorale, d'une pièce cotyloïdienne (inscrite dans le bassin) et d'une pièce intermédiaire entre les deux (figure 1).

Bien que les recherches ont montré que le titane soit le meilleur matériau à fournir pour la fabrication des tiges des PTH, quelques problèmes sont rencontrés et nécessitent une ré-intervention chirurgicale pour remplacer les pièces défaillantes (Al Alaoui et Rabhi, 2016 ; Kochbati et Rebai, 2016). Parmi les problèmes, on peut citer : le

descellement aseptique qui correspond à l'apparition d'une mobilité entre l'implant et l'os sous-jacent. Il s'agit du problème évolutif le plus préoccupant des arthroplasties totales de la hanche, cette faillite conduit tôt ou tard à une révision rendue difficile par la dégradation de tissu osseux de soutien (figure 2).

Il y a également la fracture de la tige (figure 3) qui est liée soit à un excès d'efforts exercés sur l'os soit à une diminution de la résistance de celui-ci.

Il est à noter que les problèmes ci-avant mentionnés sont essentiellement dus aux processus de fabrication qui ne fournissent pas une multitude de choix pour les fabricants.

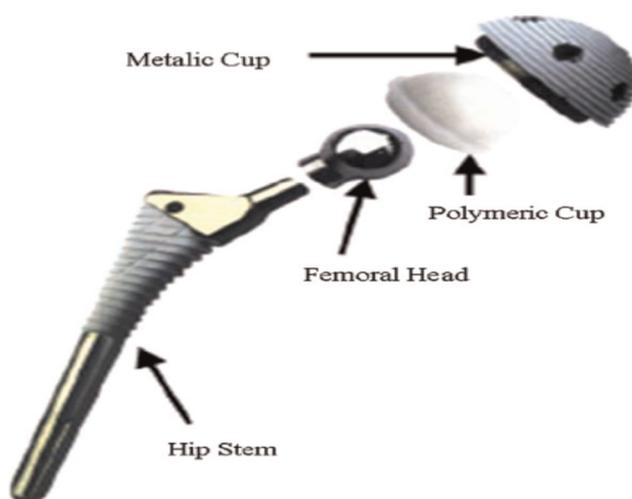


Figure 1. Composants d'une prothèse totale de la hanche (Cui Chunxiang et al., 2011)



Figure 2. Descellement aseptique de l'ensemble tige-cupule chez un adulte (Azarkane et al., 2013)

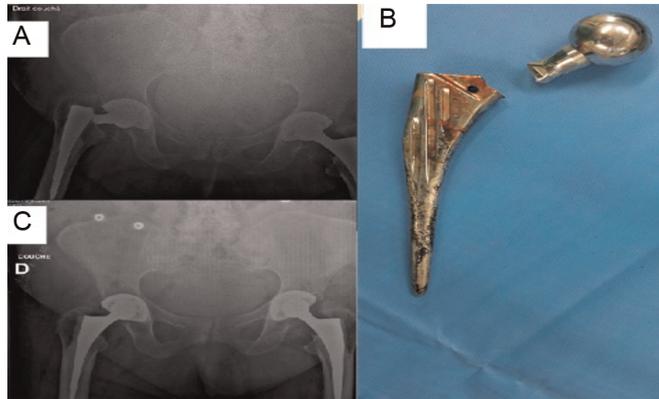


Figure 3. Fracture de la tige en titane ces deux sujets adultes (Al Alaoui et Rabhi, 2016)

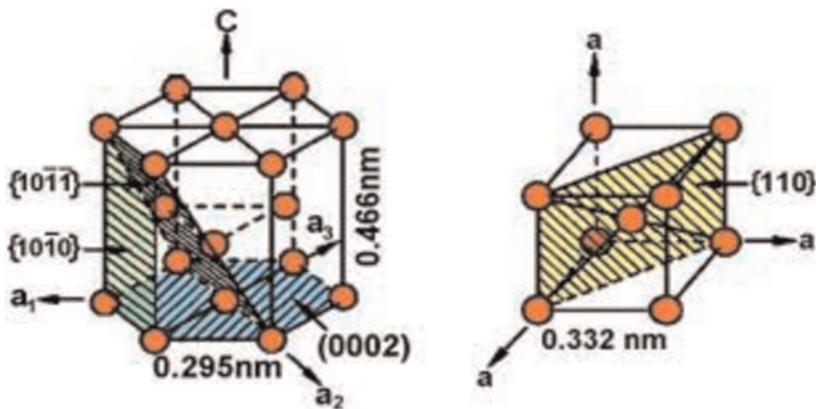


Figure 4. Maille élémentaire du titane sous les deux états allotropiques (Adesina et al., 2016)

2.2. Les alliages de titane

Le titane peut exister sous deux formes cristallines (Rack et Qazi, 2005) qui se différencient par la nature du réseau cristallin avec transformation réversible à 882 °C. Le titane peut cristalliser dans le système hexagonal compact (HC) (Aifantis ErLas, 1987 ; Nouari, 2014 ; Mareau et Daymond, 2016) ; il faut souligner que le titane alpha ($Ti\alpha$) constitue le matériau le plus stable à température ambiante et peut également cristalliser dans le système cubique centré (CC) (figure 4). Quant au titane bêta ($Ti\beta$), il existe aux températures élevées jusqu'au point de fusion. Les formes α et β constituent deux variétés allotropiques avec le second plus léger que le premier.

Le tableau 1 présente les alliages essentiellement utilisés dans la fabrication des tiges fémorales pour les PTH.

Tableau 1. Les différents alliages du titane pour les PTH

Désignation de l'alliage	Microstructure
Cp Ti	α
Ti-6Al-4V	α/β
Ti-5Al-7Nb	α/β
Ti-5Al-2.5Fe	α/β
Ti-12Mo-6Zr-3Al	β métastable
Ti-15Mo-5Zr-3Al	$\beta + \alpha$ vieilli
Ti-15Mo-2.8Nb-3Al	β métastable
Ti-Zr	α/β coulé
Ti-13Nb-13Zr	α/β

3. Le modèle d'identification

Dans ce travail, nous proposons d'étudier le matériau en tenant compte de son anisotropie, et en utilisant une loi d'évolution et une contrainte équivalente.

Pour la phase d'identification, les hypothèses suivantes ont été adoptées :

- l'identification est réalisée à travers le processus de petites perturbations ;
- les tests utilisés sont traités comme homogènes, on néglige donc la déformation élastique ;
- le comportement est considéré comme plastique et incompressible.

De plus, la surface de plasticité est supposée évoluer homothétiquement (écrouissage isotrope) :

- tous les tests sont réalisés dans un état de contraintes planes.

Le critère de plasticité est donné par :

$$f(\bar{\sigma}^D, \alpha) = \sigma_c(\bar{\sigma}^D) - \sigma_s(\alpha), \quad (1)$$

où σ^D est le tenseur des déviateurs de Cauchy (plasticité incompressible) et σ_c est la contrainte équivalente.

La fonction $\sigma_c(\bar{\sigma}^D)$ vérifie la condition suivante pour tout coefficient de forme $a > 0$ exprimée par :

$$\sigma_c(a\bar{\sigma}^D) = a\sigma_c(\bar{\sigma}^D). \quad (2)$$

Tableau 2. Valeurs de θ relatives à plusieurs tests

Test	Expansions équibiaxes (EE)	Traction simple (ST)	Traction large (LT)	Cisaillement simple (CS)
θ	0	$\pi/3$	$\pi/6$	$\pi/2$

L'évolution de la surface de charge peut être représentée dans l'espace des déviateurs de contraintes qui est défini par :

$$\begin{cases} \bar{x}_1 = |\sigma^D| \cos\theta \\ \bar{x}_2 = |\sigma^D| \sin\theta \cos 2\psi \\ \bar{x}_3 = |\sigma^D| \sin\theta \sin 2\psi. \end{cases} \quad (3)$$

En utilisant une configuration adaptée pour l'espace des déviateurs, la forme générale de la contrainte équivalente plane orthotrope est donc :

$$\sigma_c(\bar{\sigma}^D) = \sigma_c(\bar{x}_1, \bar{x}_2, |\bar{x}_3|) = |\bar{\sigma}^D| / f(\theta, 2\psi). \quad (4)$$

À noter que tout type de critère peut être écrit sous la forme :

$$f(\theta, 2\psi) = |\bar{\sigma}^D| / \sigma_s(\alpha), \quad (5)$$

où θ est l'angle qui définit le test et ψ l'angle hors-axe.

Pour aider à la conception de la tige fémorale d'une PTH en titane, nous proposons de modéliser le comportement mécanique en plasticité du titane avec une loi qui permet l'utilisation du critère de Cazacu pour identifier les paramètres anisotropes à structure HC. Pour cela, on utilise les équations (1), (2), (3) et (4) afin d'obtenir la fonction qui permet d'obtenir les lois d'évolution en fonction des coefficients anisotropes f , g , h , n et du coefficient de forme a . Le tableau 2 donne les différents tests et l'angle associé.

4. Procédure d'identification

Pour identifier un matériau, on utilise les courbes d'érouissage (une loi analytique convenable est alors choisie). Ainsi, une identification des paramètres qui définissent l'anisotropie du matériau est nécessaire. Pour cette étape, le critère de plasticité non quadratique de Cazacu est choisi et la loi analytique de Ludwick est utilisée. Elle s'écrit sous la forme :

$$\sigma_s = \sigma_0 + k\varepsilon^n. \quad (6)$$

Tableau 3. Fonction pour le critère de Barlat

Critère non quadratique	Fonction
(I) $(q_1 - kq_1)^a$ $+ (q_2 - kq_2)^a$ $+ (q_3 - kq_3)^a$	$f_i = \left(\left \frac{3}{2}(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2} \right. \right.$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \left. \right ^{\frac{1}{2}}$ $- k \left(\frac{3}{2}(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2} \right.$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \left. \right ^{\frac{1}{2}} \Bigg)^a$ $(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2}$ $+ \frac{1}{2^m} \left \frac{3\sqrt{6}}{2}(g+f) \cos \theta + \frac{3\sqrt{2}}{2}(g-f) \sin \theta \cos 2\psi + \left(\frac{3}{2} \right. \right.$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \left. \right ^{\frac{1}{2}} \Bigg ^a$ $- k \left(\frac{1}{2^m} \left \frac{3\sqrt{6}}{2}(g+f) \cos \theta + \frac{3\sqrt{2}}{2}(g-f) \sin \theta \cos 2\psi + \left(\frac{3}{2} \right. \right. \right.$
(I)	$(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2}$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \Bigg ^{\frac{1}{2}}$ $+ \left \frac{3\sqrt{6}}{2}(g+f) \cos \theta + \frac{3\sqrt{2}}{2}(g-f) \sin \theta \cos 2\psi + \right.$ $\left. \left(\frac{3}{2}(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2} \right. \right.$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \left. \right ^{\frac{1}{2}} \Bigg ^{-1}$ $- k \left(\frac{3\sqrt{6}}{2}(g+f) \cos \theta + \frac{3\sqrt{2}}{2}(g-f) \sin \theta \cos 2\psi + \right.$ $\left. \left(\frac{3}{2}(g-f)^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2 \sin^2 \theta \cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2} \right. \right.$ $(g-f)(4h+g+f) \sin 2\theta \cos 2\psi + n^2 \sin^2 \theta \sin^2 2\psi \left. \right ^{\frac{1}{2}} \Bigg ^{\frac{1}{a}}$

À noter que différents auteurs (Cazacu *et al.*, 2006, 2008 ; Revil-Baudard et Massoni, 2009) ont développé un critère de plasticité pour les matériaux HC. Le comportement plastique n'est plus considéré comme symétrique en traction et en compression.

Le critère s'exprime de la manière suivante :

$$\sigma_c^a = \frac{1}{B} \left(\sum_{i=1}^3 (|q_i| - kq_i)^a \right) \quad (\text{I}). \quad (7)$$

Les q_i représentent les valeurs principales du tenseur q . Pour s'assurer de la convexité de la surface de plasticité, on pose $a \geq 1$ et $-1 \leq k \leq 1$.

La fonction f_i est décrite dans le tableau 3 :

$$B^a \sum_{i=1}^3 (|W_i| - kW_i)^a. \quad (8)$$

Tableau 4. Fonction pour le critère de Cazacu

Critère non quadratique	Fonction
(II) $ q_1 - q_2 ^a + q_1 - q_3 ^a + q_2 - q_3 ^a$	$f_i = \left(\frac{1}{2^m} \left \frac{\sqrt{6}}{2}(g+f)\cos\theta + \frac{\sqrt{2}}{2}(g+f)\sin\theta\cos 2\psi + \left(\frac{3}{2}(g-f)^2\cos^2\theta + \frac{1}{2}(4h+g+h)^2\sin^2\theta\cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2}(g-f)(4h+g+f)\sin 2\theta\cos 2\psi + n^2\sin^2\theta\sin^2 2\psi \right)^{\frac{1}{2}} \right ^m + \frac{1}{2^m} \left \frac{\sqrt{6}}{2}(g+f)\cos\theta + \frac{3\sqrt{2}}{2}(g-f)\sin\theta\cos 2\psi - \left(\frac{3}{2}(g-f)^2\cos^2\theta + \frac{1}{2}(4h+g+f)^2\sin^2\theta\cos^2 2\psi + \frac{\sqrt{3}}{2}(g-f)(4h+g+f)\sin 2\theta\cos 2\psi + n^2\sin^2\theta\sin^2 2\psi \right)^{\frac{1}{2}} \right ^m + \left \frac{\sqrt{6}}{2}(g+f)\cos\theta + \frac{\sqrt{2}}{2}(g-f)\sin\theta\cos 2\psi \right ^m \right)^{\frac{1}{m}}$

$$\text{Avec } W_i = \frac{2}{3}L_{i1} - \frac{1}{3}L_{i2} - \frac{1}{3}L_{i3}; \quad i = 1..3. \quad (9)$$

$$\begin{bmatrix} q_{11} \\ q_{22} \\ q_{33} \\ q_{12} \\ q_{23} \\ q_{13} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_{11} & L_{12} & L_{13} & 0 & 0 & 0 \\ L_{12} & L_{22} & L_{23} & 0 & 0 & 0 \\ L_{13} & L_{23} & L_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & L_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & L_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & L_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Q_{11} \\ Q_{22} \\ Q_{33} \\ Q_{12} \\ Q_{23} \\ Q_{13} \end{bmatrix}.$$

Il faut noter que si la matrice $[Q]$ est un déviateur, $[q]$ peut être un tenseur suivant les paramètres fixant le caractère anisotrope L_{ij} .

Ce critère sera utilisé si le titane est considéré comme (Ti α). Par contre, durant sa phase de stabilisation, nous pouvons aussi considérer que pendant la conception des prothèses qu'une déviation de température conduit le matériau à sa deuxième variété allotropique (Ti β) ; cela entraîne l'utilisation d'un deuxième critère non quadratique de Barlat (Gronostajsk, 2000 ; Hill, 1948 ; Cazacu *et al.*, 2009).

Ce deuxième critère est sous la forme :

$$\sigma_c^a = \sum_{i,j=1}^3 \left(|q_i - q_j| \right)^a \quad (\text{II}). \quad (10)$$

La fonction f_i est donnée dans le tableau 4.

5. Résultats et discussion

Pour la procédure d'identification (Baganna *et al.*, 2010 ; Daghfes *et al.*, 2015 ; Znaidi *et al.*, 2015), le modèle est utilisé avec un algorithme simplex en respectant toutes les hypothèses. Cette étape consiste à choisir des coefficients du modèle en minimisant

Tableau 5. Identification des constantes de la loi d'écroissage pour différents tests de traction

ψ	σ_0	k	n
0°	475,8334	352,2032	0,9833
45°	468,4109	383,6323	0,9401
90°	441,1489	422,1194	0,7233

Tableau 6. Identification des constantes de la loi d'écroissage pour n fixé

ψ	σ_0	k
00°	474,5914	355,2603
45°	471,0220	391,4340
90°	480,3606	434,0709

la différence au carré entre les résultats théoriques et les résultats expérimentaux (Yueqian *et al.*, 2012).

Dans les tableaux 5 et 6, nous mettons en évidence les constantes de la loi d'écroissage qui ont été identifiées à partir de différents tests de traction.

Les résultats issus de cette procédure ont permis de tracer les courbes d'écroissage issues des résultats théoriques et expérimentaux (figure 5) ((a) $\psi = 00^\circ$; (b) $\psi = 45^\circ$; (c) $\psi = 90^\circ$). Ces courbes montrent la bonne corrélation entre les résultats théoriques et les résultats expérimentaux tout en utilisant le critère de Barlat.

Notre seconde phase pour l'identification consiste à déterminer les coefficients d'anisotropie (f, g, h, n) et le coefficient de forme a (tableau 7). Pour ce faire, nous avons pris en considération le critère de Barlat avec un coefficient de forme $a = 6$ pour l'identification des lois de comportement utilisant des matériaux à structure cubique centrée (cc).

En utilisant les coefficients d'anisotropie identifiés, l'évolution du coefficient de Lankford et l'évolution de l'anisotropie pour des angles hors axes sont représentées respectivement par les figures 6 et 7.

En utilisant le critère de Barlat, on observe une bonne corrélation entre les résultats expérimentaux et ceux du modèle tout en respectant l'anisotropie qui est plus importante à $\psi = 45^\circ$.

On remarque que le modèle identifié permet d'étudier la surface de charge pour chaque test (figure 8). Il est à noter que le matériau résiste vis-à-vis au cisaillement

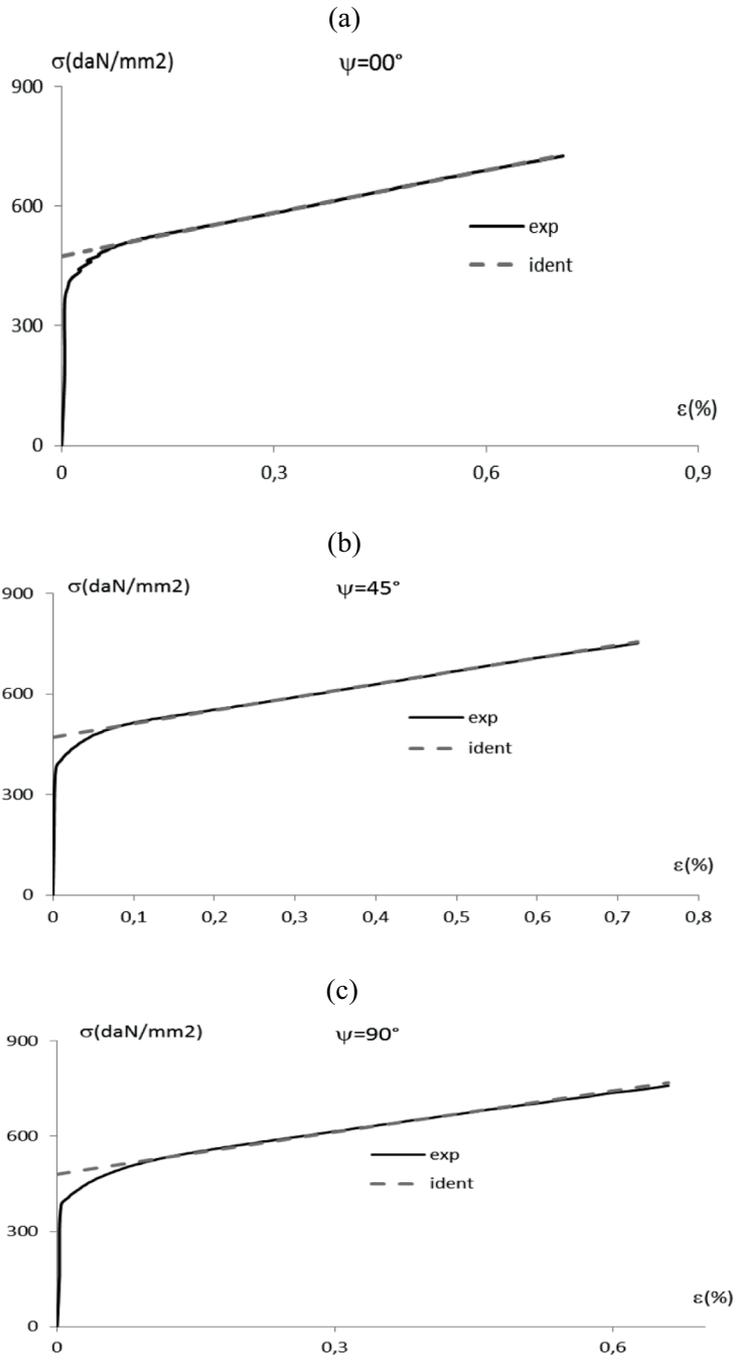


Figure 5. Identification des courbes d'écroutissage : (a) $\psi = 0^\circ$;
 (b) $\psi = 45^\circ$; (c) $\psi = 90^\circ$

Tableau 7. Identification des coefficients d'anisotropie et du coefficient de forme a

f	g	H	n	m
0,2854	0,2064	0,3335	0,8921	6,9584

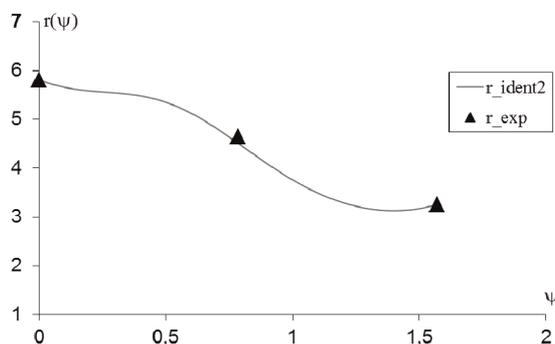


Figure 6. Évolution du coefficient de Lankford

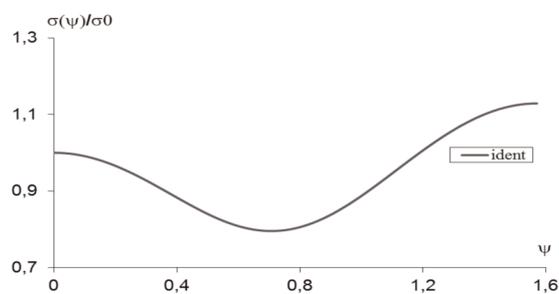


Figure 7. Évolution de l'anisotropie

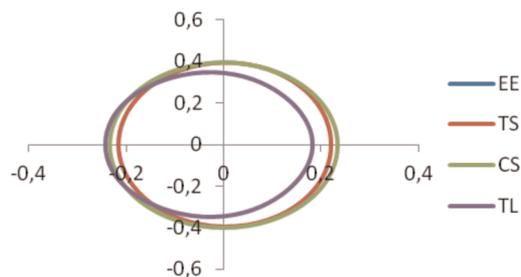


Figure 8. Évolution de la surface de charge dans le plan des déviateurs (\bar{x}_2, \bar{x}_3)

simple beaucoup plus qu'en traction simple. En revanche, l'écoulement plastique en traction large (à savoir la longueur de l'échantillon est comparable à sa largeur) est rapidement atteint.

6. Conclusion

Dans ce travail, en partant d'une base de données expérimentale, on a proposé une stratégie d'identification qui met l'accent sur les paramètres du matériau en plasticité à partir de l'état allotropique du titane ($Ti\alpha$ et $Ti\beta$), de la loi constitutive et des coefficients de Lankford. Pour chaque alliage, le modèle de comportement en plasticité, la loi de Ludwick ainsi que le critère convenable ont été décrits.

Le critère de Cazacu (Revil-Baudard et Cazacu, 2016 ; Chandola *et al.*, 2015) pour les matériaux HC a été détaillé et cinq paramètres d'anisotropie avec le critère de Barlat ont été identifiés. Une validation en comparant le modèle avec la base de données expérimentale a pu être effectuée. Le modèle utilisant le critère du Barlat est en adéquation avec les résultats expérimentaux relatifs aux coefficients de Lankford. Par notre approche, nous avons pu observer une anisotropie très prononcée du titane. L'évolution de la surface de charge pour les différents essais a aussi été représentée à la fin de l'identification.

Notre approche a permis d'étudier d'une manière plus précise l'anisotropie du modèle de titane. Ces travaux sont prometteurs et permettront d'intégrer les deux critères étudiés pour chaque état allotropique du titane dans des logiciels par éléments finis. L'objectif étant de tendre vers une conception de haute précision des tiges des PTH aux alliages de titane.

Bibliographie

- Adesina O., Popoola P., Fatoba O., (2016). Laser surface modification – A focus on the wear degradation of titanium alloy. *Fiber Laser*, vol. 16, p. 368-381.
- Aifantis ErIas C. (1987). The physics of plastic deformation. *Int. J. Plast.*, vol. 3, p. 211-247.
- Al Alaoui A., Rabhi I. (2016). Aseptic loosening of total hip prosthesis due to fracture of the stem. *Pan Afr. Med. J.*, vol. 27, p. 16-23.
- Azarkane M., Boussakri H., Shimi M., Elibrahimi A., Elmrini A. (2013). Les complications tardives de prothèse totale de la hanche : à propos de 42 cas. *Pan Afr. Med. J.*, vol. 27, p. 14-17.
- Baganna M., Znaïdi A., Kharroubi H., Nasri R. (2010). Identification of anisotropic plastic behavior laws for aluminum 2024 after heat treatment materials from off-axis testing. *International Conference of Plasticity*, Toulouse.
- Cazacu O., Plunkett B., Barlat F. (2006). Orthotropic yield criterion for hexagonal closed packed metals. *Int. J. Plast.*, vol. 22, p. 1171-1194.

- Cazacu O., Plunkett B., Barlat F. (2008). Orthotropic yield criterion description of anisotropy in tension and compression of sheet metals. *Int. J. Plast.*, vol. 24, p. 847-866.
- Cazacu O., Ionescu I.R., Yoon J.W. (2009). Orthotropic strain rate potential for the description of anisotropy in tension and compression of metals. *Int. J. Plast.*, vol. 26, p. 887-904.
- Chandola N., Mishra K.R., Cazacu O. (2015). Application of the VPSC model to the description of the stress-strain response and texture evolution in AZ31. *J. Eng. Mater. Technol.*, vol. 137, p. 14-116.
- Cui Chunxiang, BaoMin H., Lichen Z., Shuangjin L. (2011). Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. *Mater. Des.*, vol. 32, p. 1684-1691.
- Daghfas O., Znaïdi A., Nasri R. (2015). Anisotropic behavior of mild steel subjected to isotropic and kinematic hardening, *6th International Conference on Advances in Mechanical Engineering*, Hammamet, Tunisia.
- Gronostajsk Z., (2000). The constitutive equations for fem analysis. *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 106, p. 40-44.
- Hill R. (1948). A theory of the yielding and plastic flow of anisotropic metals. *Proc. R. Soc. Lond. A. Math. Phys. Sci.*, vol. 193, p. 281-297.
- Rack J.H., Qazi J. (2005). Titanium alloys for biomedical applications. *Mater. Sci. Eng.*, vol. 26, p. 1269-1277.
- Kochbati R., Rebai H. (2016). Predictive factors of aseptic loosening of cemented total hip prostheses. *Pan Afr. Med. J.*, vol. 20, p. 24-260
- Long Marc J., Rack H. (1997). Titanium alloys in total joint replacement materials science perspective. *Biomaterials*, vol. 19, p. 1621-1639
- Mareau C., Daymond M.R. (2016). Micromechanical modeling of twinning in polycrystalline materials: application to magnesium. *Int. J. Plast.*, vol. 85, p. 156-171.
- Nouari M. (2014). The physics of machining titanium alloys: interactions between cutting parameters, microstructure and tool wear. *Metals*, vol. 4, p. 335-358.
- Revil-Baudard B., Massoni E. (2009). Simulation de la mise en forme d'alliage de titane à froid, *19^e Congrès français de mécanique*, Marseille, vol. 9, p. 6.
- Revil-Baudard B., Cazacu O. (2016). Plasticity-damage coupling in anisotropic titanium and validation by XCMT, *XXIV ICTAM*, 21-26 August 2016, Montreal, Canada.
- Yueqian J., Xiang L., Yuanli B. (2012). Experimental study on mechanical properties of AZ31B magnesium alloy sheets under multiaxial loading. *Automot. Saf. Energy*, vol. 197, p. 25-48.
- Znaïdi A., Daghfes O., Toussaint F., Nasri R. (2015). Strategy for the identification of anisotropic behavior laws for Ti40 sheets, *AMPT 2015*, Madrid, Spain.