

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Université Badji Mokhtar
Faculté de technologie
Département de génie mécanique
Spécialité : Génie des matériaux



جامعة باجي مختار - عنابة
كلية التكنولوجيا
قسم الهندسة الميكانيكية
تخصص هندسة المواد

Mémoire
Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master II

Thème :

Influence de l'ajout de fer sur la structure, comportement tribologique et la corrosion de l'alliage biodégradable Zn-Mg destiné pour les applications biomédicales.

Présenté par : **Souala Roufia nada**

Encadrent : **Ghellioudj Oualid**
Co-encadrent : **Gharbi Amel**

Devant le jury

Mr. BOURENANE Rabah

Professeur

Président

Mr. GHELLOUDJ Oualid

MCA

Examinateur

Mr. BOUGOFFA Seyf Eddine

Docteur

Examinateur

Mme. GHARBI Amel

MRA

Examinateur

Remerciement

Ce travail de fin d'études marque l'aboutissement de plusieurs années de formation, et je tiens à exprimer ma sincère gratitude à toutes les personnes qui ont contribué à sa réalisation.

Je remercie tout d'abord mon encadrant Mr. Oualid GHELLOUDJ et Co-encadrante Mme. Gharbi Amel, pour leur confiance, leur accompagnement rigoureux et leurs précieux conseils tout au long de ce projet.

Je remercie également l'ensemble du corps enseignant de département de génie mécanique pour la qualité de l'enseignement dispensé.

Mes remerciements vont également à l'équipe du laboratoire CENTRALE pour leur accueil, leur assistance technique et leur contribution aux essais expérimentaux.

Une pensée particulière à mes camarades de promotion pour leur esprit d'entraide, ainsi qu'à ma famille et mes proches, dont le soutien moral et l'encouragement m'ont été essentiels.

À tous, merci.

إهادء

من قال أنا لها نالها وإن أبى رغمًا عنها اتيت بها لم تكن الرحلة قصيرة ولا ينبغي لها أن تكون لم يكن الحلم قريبا ولا الطريق
كان محفوفا بالتسهيلات لكنني فعلتها ونلتها

إلى الذي زين أسمى بأجمل الألقاب، من دعمني بلا حدود وأعطاني بلا مقابل إلى من علمني أن الدنيا كفاح وسلاحها العلم
والمعرفة، إلى من غرس في روحي مكارم الأخلاق داعمي الأول في مسيرتي وسندني وقوتي وملادي بعد الله إلى فخري
واعتزازي أبي

إلى من جعل الله الجنة تحت أقدامها واحتضنني قلبها قبل يدها وسهلت لي الشدائد بدعائهما إلى القلب الحنون والشمعة التي
كانت لي في الليالي المظلمات سر قوتي ونجاحي ومصباح دربي إلى وهج حياتي أمي

إلى أمني و خيرة أيامي وصفوتها إلى قرة عيني أخواتي (سجود، سيرين، رؤى، مرام، فريال) و إلى أصدقائي المقربين
الذين كانوا الداعم و السند

واخيراً الشكر موصول لعائلتي الكبيرة لتشجيعهم الدائم و المتواصل

ها انا اختم كل ما مررت به الحمد الله من قبل ومن بعد و ارجوا من الله تعالى ان ينفعني بما علمني وان يعلمني ما أجهل
ويجعله حجة لي لا علي

Résumé

Dans cette étude, l'influence de l'ajout de fer sur les propriétés de l'alliage Zn-0,5Mg a été examinée en utilisant différentes techniques de caractérisation, notamment la microscopie optique, la microdureté Vickers (HV), les essais d'usure par frottement, ainsi que les tests électrochimiques de polarisation potentiodynamique et d'impédance électrochimique. L'analyse microstructurale a montré que l'introduction de fer conduit à un affinage significatif de la structure de l'alliage, avec la formation de phases intermétalliques $Zn_{11}Mg_2$ et $Zn_{13}Fe$. La caractérisation mécanique montre que l'ajout de fer améliore la dureté de l'alliage et la résistance à l'usure par frottement grâce au durcissement par dispersion. Enfin, les tests électrochimiques ont mis en évidence une amélioration de la résistance à la corrosion qui se traduit par la diminution de la densité de courant de corrosion.

Mots clés : Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe, alliage, biomédical, résorbable.

الملخص

في هذه الدراسة، تم فحص تأثير إضافة الحديد على خصائص سبيكة Zn-0,5Mg باستخدام تقنيات مختلفة ، بما في ذلك المجهر البصري، اختبار الصلادة الدقيقة فيكرز(HV) اختبارات التآكل عن طريق الاحتكاك، بالإضافة إلى الاختبارات الكهروكيميائية مثل استقطاب الجهد الديناميكي. وقياس المقاومة الكهروكيميائية. أظهرت التحاليل المجهريّة أن إدخال الحديد يؤدي إلى تتعيم ملحوظ في بنية السبيكة، مع تكون الأطوار البنية $Zn_{11}Mg_2$ و $Zn_{13}Fe$. أظهرت التوصيفات الميكانيكية أن إضافة الحديد تحسّن من صلابة السبيكة و مقاومتها للتآكل عن طريق آلية التصلب بالتبغّر. وأخيراً، أظهرت الاختبارات الكهروكيميائية تحسّناً في مقاومة التآكل يتجلّي في انخفاض كثافة تيار التآكل.

الكلمات المفتاحية: Zn-0,5Mg-0,5Fe Zn-0,5Mg، سبيكة، طبي، قابل للامتصاص.

Abstract

In this study, the influence of iron addition on the properties of the Zn-0.5Mg alloy was examined using various characterization techniques, including optical microscopy, Vickers microhardness (HV), friction wear tests, as well as electrochemical tests such as potentiodynamic polarization and electrochemical impedance spectroscopy. Microstructural analysis showed that the introduction of iron leads to a significant refinement of the alloy's structure, with the formation of intermetallic phases $Zn_{11}Mg_2$ and $Zn_{13}Fe$. Mechanical characterization revealed that the addition of iron improves the alloy's hardness and wear resistance through dispersion strengthening. Finally, electrochemical tests highlighted an improvement in corrosion resistance, reflected by a decrease in corrosion current density.

Keywords: Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe, alloy, biomedical, resorbable.

Sommaire

Remerciement	ii
أهلاً	iii
Résumé	iv
Sommaire	v
Liste des figures	viii
Liste des tableaux	ix

Introduction Générale

Chapitre I : Etude de bibliographie

I.1. Généralités sur les biomatériaux	14
I.1.1. Diversité des Applications	14
I.1.2. Origines et Types	15
I.1.3. Propriétés Physiques, Chimiques et Mécaniques	15
I.1.4. Dégradation Contrôlée	15
I.1.5. Recherche et Développement	16
I.1.6. Innovations Constantes	16
I.2. Élaboration des biomatériaux	16
I.2.1. Définition des Objectifs	17
I.2.2. Sélection des Matériaux	17
I.2.3. Modification des Propriétés	17
I.2.4. Caractérisation	17
I.2.5. Développement de Techniques de Fabrication	17
I.2.6. Contrôle de la Qualité	18
I.2.7. Tests Précliniques	18
I.2.8. Approbation Réglementaire	18
I.2.9. Suivi Post-commercialisation	18
I.3. Utilisation des biomatériaux	19
I.3.1. Implants médicaux	19
I.3.2. Substituts osseux	19
I.3.3. Dispositifs de libération contrôlée	19
I.3.5. Ingénierie tissulaire	20
I.3.6. Applications dentaires	20
I.3.7. Diagnostic médical	20
I.3.8. Sutures et agrafes	20
I.4. Zinc	20
I.4.1. Alliages à base de zinc	21

I.4.2. Effet du zinc sur la santé.....	21
I.4.3. Impact du zinc sur l'environnement.....	21
I.4.4. La corrosion.....	21
I.4.5. Production du zinc	21
I.4.6. Les alliages de zinc.....	21
I.4.7. Domaine d'application des alliages de zinc	22
I.4.8. Le zinc comme biomatériaux	22
I.4.9. Toxicologie et écotoxicologie	22
I.4.10. Le zinc comme biomatériaux	22
I.5. Magnésium	22
I.5.1. Propriétés physiques, chimiques et mécaniques.....	23
I.5.2. Effets d'exposition à la poudre de magnésium.....	23
I.5.3. Effets du magnésium sur l'environnement.....	23
I.5.4. Corrosion des alliages de magnésium	23
I.5.5. Utilisations du magnésium	23
I.5.6. Rôle biologique.....	24
I.5.7. Gisements et production du métal	24
I.5.8. Le magnésium comme biomatériaux.....	24
I.6. Les alliages Zn-Mg.....	24

Chapitre II :Matériaux et méthodes expérimentales

II.1. Matériaux	26
II.2. Traitement thermique.....	27
II.3. Observation métallographique	27
II.4. Essai de microdureté Vickers.....	28
II.5. Essai électrochimique	29
II.6. Essai d'usure par frottement	30
II.7. Rugosimètre (Profilomètre 3D)	31

Chapitre III :Résultats et interprétation

III.1 Introduction	34
III.2. Evolution de la microstructure	34
III.2.1. Etat brut.....	34
III.2.2. Etat après traitement d'homogénéisation.....	34
III.3. Evolution de la microdureté	36
III.4 Usure par frottement.....	37
III.4.1. Analyse 3D des surfaces usées	39
III.5. Evolution des propriétés électrochimiques.....	41
III.5.1. Courbes de polarisation potentiodynamique.....	41

III.5.2. Mesures d'impédance électrochimique	42
III.5.3. Topographie de surface après essai de corrosion dans la solution de Hank	44

Conclusion

Bibliographie

Liste des figures

Figure 1. L'utilisation des biomatériaux	14
Figure 2. L'élément de zinc a l'état naturel	20
Figure 3. L'élément de magnésium a l'état naturel	23
Figure 4. Four d'élaboration	26
Figure 5. Four à moufle	27
Figure 6. Microscope LINITRON	28
Figure 7. Polisseuse FORCIPOL 2V	28
Figure 8. Microduromètre INNOVATEST Nexus 4000	28
Figure 9. Potentiostat marque Gamry interface 600	29
Figure 10. Cellule chimique	29
Figure 11. 4.4U Marque CSM Instrument	31
Figure 12. Rugosimètre Cyber Technologies CT 100	32
Figure 13. Micrographies optiques des alliages étudiés à l'état brut de coulée à différents grossissements	35
Figure 14. Micrographies optiques à différents grossissements des alliages étudiés après traitement d'homogénéisation	36
Figure 15. Histogrammes comparatifs illustrant la dureté des alliages étudiés	37
Figure 16. Evolution du coefficient de frottement des alliages Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe ..	38
Figure 17. Histogrammes comparatifs illustrant l'influence de l'addition de fer sur le coefficient de frottement et le taux d'usure de l'alliage Zn-0,5Mg	39
Figure 18. Profils 3D des surfaces usées des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe	40
Figure 19. Courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe dans la solution de Hank	41
Figure 20. Diagrammes d'impédance électrochimiques des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d'immersion dans la solution de Hank	43
Figure 21. Morphologie de surface des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après essai de corrosion dans la solution de Hank	44

Liste des tableaux

Tableau 1.Les propriétés des biomatériaux	15
Tableau 2. Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Fe.....	26
Tableau 3. La composition de la solution de Hanks	29
Tableau 4. Paramètres électrochimiques déduits des courbes de polarisation des alliages : Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d’immersion dans la solution de Hank.....	42
Tableau 5. Paramètres électrochimiques déduits des diagrammes d’impédance des alliages : Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d’immersion dans la solution de Hank.....	43

Introduction Générale

Introduction générale :

Aujourd’hui, les biomatériaux biodégradables envahissent une place importante dans le développement des dispositifs médicaux de nouvelle génération. Leur principal avantage réside dans leur capacité à se dégrader naturellement dans le corps après avoir rempli leur rôle, ce qui évite une seconde intervention chirurgicale pour les retirer. Cela représente un progrès majeur, notamment dans les domaines de l’orthopédie et de la cardiologie.

Parmi les métaux biodégradables les plus prometteurs, on retrouve le zinc (Zn), qui offre une très bonne biocompatibilité et une vitesse de corrosion modérée, bien adaptée aux processus de régénération des tissus. En l’alliant au magnésium (Mg), connu pour sa légèreté et son rôle biologique essentiel, on obtient un matériau qui présente un bon compromis entre propriétés mécaniques, corrosion contrôlée et intégration dans l’organisme. Toutefois, comme tout matériau, l’alliage Zn-Mg n’est pas exempt de limites, notamment en ce qui concerne sa résistance à l’usure et la stabilité de sa corrosion dans un environnement physiologique [1].

Pour améliorer ces aspects, l’ajout de petites quantités d’un autre élément, comme le fer (Fe), peut représenter une solution intéressante. Le fer, en plus d’être un élément naturellement présent dans le corps, peut influencer positivement la microstructure de l’alliage, renforcer sa résistance mécanique, améliorer son comportement face à l’usure (tribologie), et modifier la manière dont il se corrode dans un milieu biologique.

Ce travail s’inscrit donc dans cette démarche d’optimisation : il vise à étudier l’influence de l’ajout de fer sur la structure, le comportement tribologique et la corrosion de l’alliage Zn-Mg, pour objectif final de développer un matériau biodégradable plus performant, mieux adapté aux exigences des applications biomédicales.

- Dans le premier chapitre, une étude bibliographique est présentée, couvrant les généralités sur les biomatériaux, ainsi que sur le zinc et le magnésium. Les propriétés de chaque élément, ainsi que des alliages de zinc et de magnésium, sont également discutées.
- Le deuxième chapitre décrit les matériaux étudiés ainsi que les différentes méthodes expérimentales utilisées pour la caractérisation microstructurale, mécanique et électrochimique.

- Le troisième chapitre présente les résultats obtenus à partir des différentes techniques expérimentales utilisées pour caractériser les alliages. Des essais de métallographie, de dureté et de corrosion sont réalisés sur chaque alliage (zinc pur, alliage Zn-0.5Mg et alliage Zn-0.5Mg-0.5Fe). Ces résultats permettent d'évaluer les propriétés structurales, mécaniques et de corrosion des alliages.
- Enfin, une conclusion générale clôture ce mémoire

Chapitre I :

Etude de bibliographie

I.1. Généralités sur les biomatériaux

Les biomatériaux sont des éléments, qu'elles soient issues de la nature ou fabriquées en laboratoire, conçues pour interagir de manière sûre avec le corps humain. Leur rôle ? Remplacer, soutenir ou améliorer une fonction anatomique ou physiologique altérée. Aujourd'hui, ils sont devenus des éléments clés de la médecine avancée, présents dans une multitude de dispositifs médicaux, allant des implants orthopédiques aux systèmes sophistiqués de libération de médicaments.

I.1.1. Diversité des Applications

On retrouve les biomatériaux dans tous les domaines de la médecine :

- **Orthopédie** : prothèses de hanches ou de genoux, plaques et vis pour stabiliser les os après une fracture.
- **Cardiologie** : stents pour débloquer les artères, valves cardiaques artificielles pour remplacer celles qui sont défaillantes.
- **Dentisterie** : implants pour remplacer les dents perdues, matériaux composites pour réparer les caries.
- **Ophthalmologie** : lentilles de contact ou implants intraoculaires pour améliorer ou restaurer la vision.
- **Chirurgie** : sutures qui se résorbent naturellement, agrafes qui disparaissent après avoir fait leur travail.
- **Ingénierie tissulaire** : structures (ou "échafaudages") qui aident les cellules à se reconstruire.
- **Libération contrôlée** : dispositifs qui libèrent des médicaments à un rythme et à un endroit précis du corps.

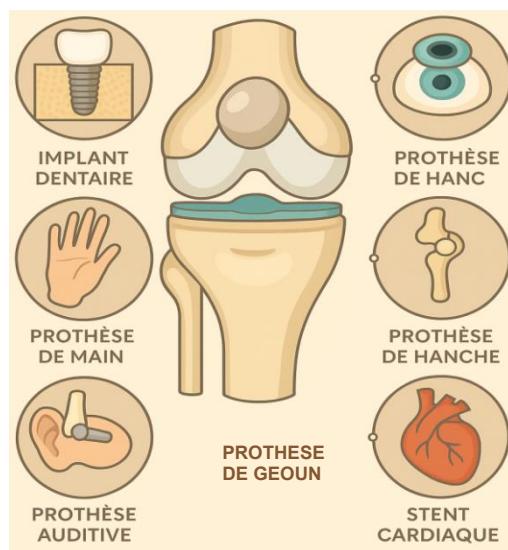


Figure 1. L'utilisation des biomatériaux

I.1.2. Origines et Types

Les biomatériaux peuvent avoir des origines très variées, selon leur utilisation et leur compatibilité avec le corps humain :

- **Naturels** : comme le collagène, l'acide hyaluronique, l'alginate ou encore la soie – tous bien tolérés par l'organisme.
- **Synthétiques** :
 - Métaux : comme le titane, l'acier inoxydable, ou encore les alliages à base de magnésium ou de zinc.
 - Polymères : comme le PLA (acide polylactique), le PGA, le PCL ou les silicones.
 - Céramiques : telles que l'hydroxyapatite (similaire à l'os), l'alumine ou la zircone.
 - Composites : des mélanges qui combinent plusieurs matériaux pour tirer parti des forces de chacun [2].

I.1.3. Propriétés Physiques, Chimiques et Mécaniques

Un bon biomatériaux, c'est avant tout un matériau qui coche plusieurs cases, notamment :

Tableau 1. Les propriétés des biomatériaux

Type de propriété	Exigences
Physiques	- Densité adaptée - Porosité favorisant l'intégration cellulaire - Résistance aux variations de température
Chimiques	- Résistance à la corrosion - Absence de substances toxiques - Bonne stabilité chimique
Mécaniques	- Résistance à la compression, tension et fatigue - Pas de rupture - Pas de déformation permanente

I.1.4. Dégradation Contrôlée

Certains biomatériaux sont conçus pour disparaître naturellement dans le corps, une fois leur mission accomplie. Cette dégradation peut se faire de différentes façons :

- **Par hydrolyse** : un mécanisme courant pour les polymères biodégradables comme le PLA.
- **Par corrosion** : c'est souvent le cas pour des métaux comme le magnésium ou le zinc.

- **Par action enzymatique** : surtout pour les matériaux d'origine naturelle, qui sont décomposés par des enzymes du corps [1].

Ce processus doit être **maîtrisé**, pour éviter des réactions inflammatoires ou la libération soudaine de sous-produits potentiellement toxique. L'objectif est que le matériau remplisse son rôle, puis disparaisse doucement, sans perturber l'équilibre de l'organisme.

I.1.5. Recherche et Développement

Les axes de R&D en biomatériaux incluent :

- Amélioration de la biocompatibilité
- Fonctionnalisation des surfaces
- Développement de matériaux intelligents (réactifs à des stimuli)
- Optimisation de la biodégradabilité

I.1.6. Innovations Constantes

Le domaine avance à une vitesse impressionnante. Voici quelques-unes des innovations qui redessinent le paysage médical :

- **Les nanomatériaux** : si petits qu'ils peuvent dialoguer avec les cellules elles-mêmes, et agir de façon ultra ciblée.
- **La bioimpression 3D** : imaginez une imprimante qui fabrique un implant parfaitement adapté à l'anatomie du patient, couche par couche.
- **Les hydrogels injectables** : des gels très doux, presque comme des tissus naturels, qui peuvent être injectés pour aider à réparer les muscles ou la peau.
- **Les dispositifs "intelligents"** : des matériaux capables de capter des informations en temps réel (température, pression...) ou même d'agir en retour. Une vraie révolution connectée dans le corps humain !

I.2. Élaboration des biomatériaux

Créer un biomatériaux, ce n'est pas juste une histoire de chimie ou d'ingénierie. C'est une aventure complexe, où la science croise les besoins médicaux et humains. Chaque étape est pensée pour répondre à une question essentielle : "Ce matériau sera-t-il sûr et utile pour les patients ?"

I.2.1. Définition des Objectifs

Avant même de penser au matériau, il faut comprendre ce qu'on cherche à soigner. Est-ce qu'il faut renforcer un os fragile ? Remplacer une valve cardiaque ? Diffuser un médicament directement dans le corps ?

Cette réflexion de départ permet de fixer les priorités : résistance, souplesse, durée de vie, vitesse de dégradation, etc.

I.2.2. Sélection des Matériaux

Une fois les objectifs clairs, place à la sélection du matériau idéal. On prend en compte :

- Sa biocompatibilité : il ne doit pas provoquer d'irritation ou de rejet.
- Ses propriétés mécaniques : il doit supporter les contraintes du corps sans casser.
- Sa capacité à se dégrader de façon contrôlée, si nécessaire.
- Et bien sûr, sa disponibilité et son coût, pour qu'il soit accessible à grande échelle.

I.2.3. Modification des Propriétés

Souvent, le matériau de base n'est qu'un point de départ. On le modifie, on le peaufine :

- En travaillant sa surface, pour qu'elle s'intègre mieux dans le corps.
- En ajoutant des substances actives (par exemple des agents antibactériens).
- Ou en ajustant sa structure interne, pour mieux contrôler sa résistance ou sa vitesse de dégradation [3].

I.2.4. Caractérisation

Une fois le matériau prêt, il passe sous la loupe. Il faut s'assurer qu'il répond à toutes les attentes. On mesure :

- Sa composition chimique.
- Sa structure interne.
- Ses performances mécaniques.
- Sa stabilité thermique,
- Et sa vitesse de dégradation, dans des conditions proches du corps humain.

Tout cela grâce à des outils très sophistiqués : microscopes électroniques, spectromètres, machines de test mécaniques...

I.2.5. Développement de Techniques de Fabrication

Une fois le matériau validé, il faut le transformer en un objet réel, implantable. Selon les besoins, plusieurs techniques sont utilisées :

- Le frittage, qui permet d'assembler des particules sans les faire fondre.
- La métallurgie des poudres, utile pour fabriquer des pièces métalliques très précises.

- Le dépôt en phase vapeur (PVD), une méthode pour poser des couches fines sur un support.
- Et bien sûr, l'impression 3D, qui permet de fabriquer à la demande des implants sur mesure.

I.2.6. Contrôle de la Qualité

Pas question de prendre des risques. Avant d'aller plus loin, chaque biomatériau passe par une batterie de contrôles très stricts, basés sur des normes internationales (ISO, ASTM, FDA...). On vérifie tout : composition, performances, innocuité, durée de vie.

I.2.7. Tests Précliniques

Avant de soigner un être humain, il faut d'abord valider en laboratoire :

- Les tests *in vitro*, réalisés sur des cellules humaines ou animales : on vérifie que le matériau n'est pas toxique.
- Puis les tests *in vivo*, sur des modèles animaux, pour voir comment il se comporte dans un organisme vivant : est-il bien toléré ? Se dégrade-t-il comme prévu ? Provoque-t-il une réaction inflammatoire ?

I.2.8. Approbation Réglementaire

Une fois que le biomatériau a passé avec succès tous les tests en laboratoire et sur modèles animaux, il ne reste plus qu'à obtenir le fameux feu vert réglementaire.

Ce sont les grandes agences de santé — comme la FDA aux États-Unis ou l'EMA en Europe — qui prennent le relais. Leur rôle ? Passer au peigne fin chaque élément du dossier : résultats des essais, sécurité, efficacité, méthode de fabrication, suivi qualité... Rien n'est laissé au hasard.

C'est une procédure longue, rigoureuse, parfois complexe, mais absolument nécessaire. Car derrière chaque autorisation, il y a un seul objectif : protéger les patients et s'assurer que le dispositif médical est à la fois sûr, fiable et utile.

I.2.9. Suivi Post-commercialisation

Mais une fois le biomatériau sur le marché, l'histoire ne s'arrête pas là. En réalité, un nouveau chapitre commence : celui de la surveillance post-commercialisation.

Les fabricants ont l'obligation de suivre leurs produits au fil du temps, dans la vraie vie, chez les vrais patients. Cela signifie :

- Suivre leur traçabilité : savoir où le produit a été implanté, chez qui, dans quelles conditions.
- Écouter les retours du terrain : les médecins, les patients, les hôpitaux.

- Surveiller les effets indésirables, même rares ou tardifs.
- Et si un problème est détecté, agir rapidement : ajuster le produit, modifier la notice, voire le retirer temporairement du marché.

C'est ce que l'on appelle la matériovigilance. Elle joue un rôle essentiel dans la médecine moderne. Elle garantit que, même après leur mise en service, les biomatériaux continuent de répondre aux standards de sécurité les plus élevés.

En somme, c'est une forme de responsabilité continue envers les patients et la communauté médicale.

I.3. Utilisation des biomatériaux

Derrière chaque intervention chirurgicale, chaque traitement innovant, chaque geste médical de pointe... il y a souvent un biomatériaux bien choisi. Il ne s'agit pas simplement de matériaux techniques : ce sont des outils précieux, pensés pour aider le corps à guérir, à se réparer, ou à fonctionner autrement. Voici quelques exemples concrets de leur incroyable polyvalence.

I.3.1. Implants médicaux

Qu'il s'agisse d'une prothèse de hanche, d'un implant auditif, ou d'un dispositif cardiaque, les implants sont aujourd'hui des alliés essentiels de la médecine. Ils remplacent des fonctions défaillantes, soutiennent l'anatomie ou restaurent des capacités perdues — avec une précision et une fiabilité remarquable [2].

I.3.2. Substituts osseux

Quand un os est abîmé, fracturé ou partiellement absent, il a besoin d'un coup de pouce pour se reconstruire. C'est là qu'interviennent les substituts osseux, souvent faits de matériaux poreux ou composites, qui servent de scaffold (échafaudage) temporaire. Ils laissent peu à peu la place à de vrais tissus osseux, naturels et fonctionnels.

I.3.3. Dispositifs de libération contrôlée

Pourquoi inonder tout le corps d'un médicament, quand on peut cibler précisément là où il est nécessaire ? C'est le principe des dispositifs de libération contrôlée : des implants ou microstructures diffusent les molécules de façon lente, continue et localisée, évitant ainsi effets secondaires et surdosages.

I.3.4. Revêtements de surface

Aujourd'hui, un implant ne se contente pas d'être solide. On lui demande aussi d'être actif, intelligent. Grâce à des revêtements de surface bioactifs ou antibactériens, on peut favoriser l'adhésion cellulaire, éviter les infections, et même stimuler la régénération. Un simple film de quelques microns peut faire toute la différence.

I.3.5. Ingénierie tissulaire

Et si l'on pouvait fabriquer du tissu vivant en laboratoire ? C'est le rêve (déjà bien entamé) de l'ingénierie tissulaire. Les biomatériaux servent ici de matrice de croissance où les cellules peuvent s'organiser, proliférer, et former petit à petit un tissu fonctionnel : peau, cartilage, vaisseaux... l'avenir est déjà en route.

I.3.6. Applications dentaires

Dans notre bouche aussi, les biomatériaux font des merveilles : résines pour les caries, céramiques esthétiques, implants en titane pour remplacer une dent... Le tout conçu pour résister à l'humidité, à l'usure, et à la pression constante de la mastication. Et souvent, presque invisibles.

I.3.7. Diagnostic médical

Certains biomatériaux sont taillés pour l'analyse, et non l'implantation. On les retrouve dans des capteurs biomédicaux, des puces microfluidiques, des électrodes qui mesurent en temps réel la présence d'un marqueur sanguin. De vrais bijoux de technologie au service du diagnostic rapide et précis.

I.3.8. Sutures et agrafes

Les sutures et agrafes chirurgicales d'aujourd'hui ne sont plus celles d'hier. Résorbables, parfois même antimicrobiennes, elles remplissent leur mission puis disparaissent en douceur. Plus besoin de retrait, moins de douleur, et un suivi simplifié pour les patients.

I.4. Zinc

Parmi les biomatériaux les plus prometteurs du moment, un élément discret se fait remarquer : le zinc. Longtemps relégué à l'arrière-plan face au titane ou au magnésium, il revient aujourd'hui sur le devant de la scène grâce à ses propriétés uniques... et sa biocompatibilité naturelle.



Figure 2. L'élément de zinc a l'état naturel

I.4.1. Alliages à base de zinc

Le zinc, à lui seul, est un peu trop tendre pour certains usages médicaux. Mais combiné à d'autres éléments — comme le magnésium ou le fer — il devient solide, résistant, et surtout biodégradable. Ces alliages à base de zinc sont en train de devenir de sérieux candidats pour la fabrication d'implants temporaires, qui disparaissent une fois leur rôle accompli.

I.4.2. Effet du zinc sur la santé

Le zinc n'est pas un étranger pour notre organisme : il y joue déjà un rôle essentiel. On le retrouve dans l'immunité, la cicatrisation, la division cellulaire, ou encore le fonctionnement des enzymes. Utilisé dans un implant, il libère doucement des ions Zn^{2+} , qui favorisent activement la régénération tissulaire. Un matériau qui ne fait pas qu'être toléré — il participe au processus de guérison.

I.4.3. Impact du zinc sur l'environnement

Même si le zinc est naturel, il ne faut pas négliger son impact environnemental. Une libération mal contrôlée pourrait nuire à certains écosystèmes, notamment aquatiques. C'est pourquoi les implants doivent être conçus pour libérer le zinc au bon rythme, en assurant un équilibre entre efficacité médicale et respect de l'environnement.

I.4.4. La corrosion

Dans le cas du zinc, la corrosion n'est pas une défaillance — c'est une fonction recherchée. En milieu physiologique, le zinc s'oxyde lentement, formant des produits comme le ZnO ou $Zn(OH)_2$, qui sont absorbés naturellement par l'organisme. Cette corrosion contrôlée permet de maintenir l'intégrité mécanique de l'implant, le temps que le corps ait reconstruit sa propre structure. Ensuite, le métal s'efface... comme s'il n'avait jamais été là.

I.4.5. Production du zinc

Avant d'atterrir dans un implant médical, le zinc commence son voyage... sous terre. On le trouve principalement sous forme de sphalérite, un minéral riche en zinc. L'extraction se fait ensuite par des procédés pyrométallurgiques (à haute température) ou électrolytiques (par électrochimie), jusqu'à obtenir un zinc pur, prêt à être allié à d'autres éléments et façonné pour des usages médicaux.

I.4.6. Les alliages de zinc

Le zinc seul ne suffit pas toujours. C'est pourquoi les chercheurs lui associent des éléments comme le magnésium (Mg), le calcium (Ca) ou le fer (Fe). Le but ? Renforcer ses propriétés mécaniques, réguler sa corrosion, et optimiser sa biocompatibilité. Ces alliages sont encore en phase d'étude, mais leurs résultats sont prometteurs : solides, contrôlables, et bien tolérés par l'organisme.

I.4.7. Domaine d'application des alliages de zinc

On retrouve ces alliages de zinc dans des dispositifs où la dégradation contrôlée est un avantage :

- Stents vasculaires qui disparaissent après avoir élargi une artère,
- Vis d'ostéosynthèse qui maintient un os en place, puis s'effacent quand la guérison est faite,
- Implants orthopédiques temporaires qui allègent la convalescence.

Ils apportent un équilibre rare entre robustesse et disparition maîtrisée, ce qui les rend très attractifs pour la chirurgie moderne.

I.4.8. Le zinc comme biomatériaux

Ce qui rend le zinc si intéressant comme biomatériaux, c'est qu'il fait le job, puis s'en va. Il assure un soutien mécanique temporaire, tout en se dégradant de manière douce et naturelle dans le corps. Pas besoin de retrait chirurgical : le corps prend le relais, et le zinc s'efface.

I.4.9. Toxicologie et écotoxicologie

Comme tout bon médicament ou matériau, la dose fait la différence. À faibles concentrations, le zinc est parfaitement toléré. Mais s'il est libéré en excès, il peut devenir toxique pour les cellules, voire pour certains écosystèmes. C'est pourquoi les dispositifs doivent être conçus pour libérer le zinc à un rythme parfaitement maîtrisé. [3]

I.4.10. Le zinc comme biomatériaux

Outre ses qualités déjà citées, le zinc a d'autres atouts cachés :

- Une densité proche de celle de l'os, pour une intégration naturelle.
- Une action antibactérienne qui aide à prévenir les infections post-opératoires.
- Et une facilité d'élaboration, idéale pour les industries de pointe.

Bref, un candidat très sérieux dans la course aux implants biodégradables de demain.

I.5. Magnésium

Le magnésium (Mg) n'est pas seulement un métal. C'est un élément vital pour notre corps, présent dans les cellules, les os, les muscles... et impliqué dans plus de 300 réactions enzymatiques. Léger, biodégradable, naturel : il coche presque toutes les cases du biomatériaux idéal.

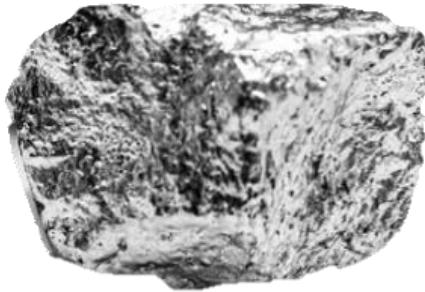


Figure 3. L'élément de magnésium a l'état naturel

I.5.1. Propriétés physiques, chimiques et mécaniques

- **Propriétés physiques** : avec une densité de $1,74 \text{ g/cm}^3$, c'est l'un des métaux les plus légers. Il conduit bien la chaleur, ce qui peut être un atout selon les applications.
- **Propriétés chimiques** : très réactif, surtout dans l'eau, mais il forme rapidement une fine couche d'oxyde (MgO) qui le protège un minimum.
- **Propriétés mécaniques** : un bon module d'élasticité, proche de celui de l'os, mais une résistance à la traction encore faible, que l'on peut améliorer en le combinant à d'autres métaux.

I.5.2. Effets d'exposition à la poudre de magnésium

Sous forme de poudre fine, le magnésium peut être inflammable, voire explosif. Rien de dangereux dans un cadre médical, bien sûr, mais sa fabrication et sa manipulation industrielle exigent une vraie rigueur.

I.5.3. Effets du magnésium sur l'environnement

Le magnésium se dégrade naturellement, sans laisser derrière lui de produits toxiques. Présent dans la croûte terrestre, les océans et même l'eau du robinet, il est abondant, propre et respectueux des écosystèmes.

I.5.4. Corrosion des alliages de magnésium

Son principal défaut, c'est sa corrosion très rapide en milieu aqueux, comme le corps humain. Mais les chercheurs ont trouvé la parade : en lui ajoutant du zinc, du calcium ou du manganèse, on peut ralentir la corrosion juste ce qu'il faut pour qu'il remplisse son rôle médical... puis disparaîsse [5].

I.5.5. Utilisations du magnésium

On trouve du magnésium dans l'aéronautique, l'automobile, l'électronique, mais aussi dans les stents coronaires, implants osseux ou vis biodégradables. Son avenir médical est en plein essor.

I.5.6. Rôle biologique

Sans magnésium, pas de synthèse de l'ADN, pas de production d'énergie, pas de fonction musculaire normale. Il est indispensable à la vie, tout simplement.

I.5.7. Gisements et production du métal

Il est extrait de roches comme la dolomite ou la magnésite, ou produit par électrolyse à partir de l'eau de mer. Les principaux pays producteurs sont la Chine et la Russie

I.5.8. Le magnésium comme biomatériaux

Sa légèreté, sa dégradabilité, sa compatibilité avec le corps humain... Tout cela fait du magnésium un candidat de choix pour les dispositifs médicaux temporaires. Et les recherches actuelles ne cessent de le perfectionner.

I.6. Les alliages Zn-Mg

Et si on associait les forces du zinc et du magnésium ? C'est exactement ce que proposent les alliages Zn-Mg :

- Une biodégradabilité contrôlée,
- Une bonne résistance mécanique,
- Une biocompatibilité renforcée.

Ces alliages trouvent leur place dans des applications aussi sensibles que les vis d'ostéosynthèse ou les stents temporaires. Et pour aller encore plus loin, on peut même y ajouter un troisième élément comme le fer (Fe), pour affiner la corrosion, ajuster les propriétés tribologiques, et assurer une sécurité biologique totale. Une belle illustration de ce que la science des matériaux peut faire... au service du corps humain.

Chapitre II :

Matériaux et méthodes expérimentales

II.1. Matériaux

Notre travail porte sur l'étude des propriétés structurales, mécaniques et électrochimiques des alliages Zn-0.5Mg et Zn-0.5Mg-0.5Fe, élaborés à l'aide d'un four à induction (Figure 4).

L'élaboration a débuté par la synthèse de l'alliage Zn-0.5Mg, à partir de barreaux de zinc et de magnésium. Ensuite, l'alliage Zn-0.5Mg-0.5Fe a été obtenu en ajoutant de la poudre de fer à l'alliage préalablement formé Zn-0.5Mg. La température de fusion utilisée pour les deux alliages est de 650 °C et 800 °C.



Figure 4. Four d'élaboration

Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Fe sont présentés par le tableau suivant :

Tableau 2. Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Fe.

Élément	Zinc	Magnésium	Fer
Numéro atomique	30	12	26
Masse atomique (g/mol)	65.37	24.305	55.845
Réseau cristallin	HC	HC	CC
Point de fusion (°C)	419.5	650	1538
Point d'ébullition (°C)	907	1091	2862
Densité (g/cm ³)	6.92	1.738	7.87
Conductivité thermique (W·m ⁻¹ ·K ⁻¹)	116	156	80.2
Module d'élasticité (GPa)	108	45	211
Limite d'élasticité R ₀₂ (MPa)	110	150	350

II.2. Traitement thermique

Après la fusion, les alliages Zn-0.5Mg et Zn-0.5Mg-0.5Fe élaborés ont été soumis à un traitement d'homogénéisation à 350 °C pendant 24 heures dans un four à moufle (Figure 5). Le traitement d'homogénéisation est une étape courante dans la fabrication des alliages métalliques. Il vise à éliminer les hétérogénéités dans la structure de l'alliage et à favoriser une répartition uniforme des éléments constitutifs.



Figure 5. Four à moufle

II.3. Observation métallographique

Pour étudier la microstructure des échantillons, une observation métallographique a été réalisée à l'aide d'un microscope optique. Avant cela, les échantillons ont été soigneusement polis mécaniquement à l'aide de papiers abrasifs de différentes granulométries (600, 800, 1000, 1200, 2400 et 4000), à l'aide d'une polisseuse FORCIPOL 2V marque metkon (Figure 7). Une attaque chimique a ensuite été effectuée avec une solution de Nital à 4 % (4 ml d'acide nitrique HNO₃ + 96 ml d'alcool éthylique) pour révéler la microstructure.

Les observations ont été réalisées avec un microscope LINITRON, et les images ont été prises à l'aide d'une caméra numérique EXCELIS 4K (Figure 6) [4].



Figure 7. Polisseuse FORCIPOL 2V

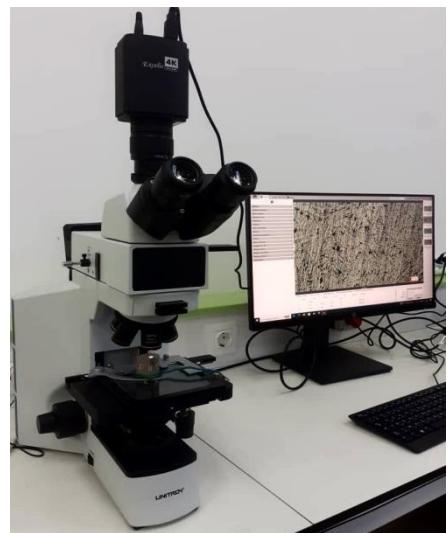


Figure 6. Microscope LINITRON

II.4. Essai de microdureté Vickers

Les essais de microdureté ont été réalisés sous une charge de 5 N en utilisant un microduromètre de type INNOVATEST Nexus 4000 (Figure 8) avec un pénétrateur en diamant sous forme de pyramide à base carrée.



Figure 8. Microduromètre INNOVATEST Nexus 4000

II.5. Essai electrochimique

Les mesures électrochimiques ont été menées en utilisant un potentiostat / galvanostat, de marque Gamry interface 600 (Figure 9), associé à un logiciel Gamry Framework et doté d'une cellule électrochimique classique à trois électrodes : électrode au calomel saturée (SCE), contre-électrode en platine et une électrode de travail en alliage Zn-Mg . Cette dernière est enrobée dans une résine époxy délimitant une surface de travail plane de 1,14cm², polie successivement aux papiers abrasifs en carbures de silicium (SiC) à différentes granulométries : 600, 800, 1000 et 1200 puis à la pâte diamantée de 3µ. Après, elle est lavée à l'eau distillée, dégraissée à l'acétone, ensuite lavée de nouveau à l'eau distillée et enfin séchée sous un flux d'air sec [5].



Figure 9. Potentiostat marque Gamry interface 600

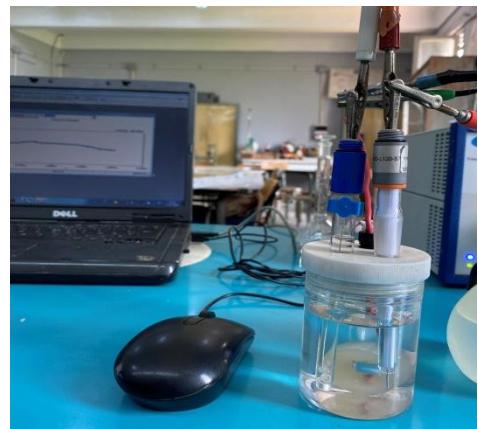


Figure 10. Cellule chimique

Les mesures électrochimiques ont été faites après une heure d'immersion à 298K :

- Les courbes de polarisation (Tafel) sont tracées en balayant l'intervalle de potentiels (-1500 à +500) mV/ ECS à une vitesse de 1mV/s ;
- Les mesures par la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) ont été effectuées dans la gamme de fréquences de 100 kHz à 10 mHz, avec une amplitude du signal de 10mV.

Le milieu utilisé est la solution physiologique de Hanks dont la composition est la suivante :

Tableau 3. La composition de la solution de Hanks

Composition	Quantité
NaCl	8 g
KCl	400 mg
CaCl ₂	140 mg
MgSO ₄ ·7H ₂ O	100 mg
MgCl ₂ ·6H ₂ O	100 mg

Na ₂ HPO ₄ -2H ₂ O	60 mg
KH ₂ PO ₄	60 mg
D-Glucose	1 g
NaHCO ₃	350 mg

II.6. Essai d'usure par frottement

Le frottement est un processus d'usure spécial qui se produit au niveau de la zone de contact entre deux matériaux en charge et soumis à un mouvement relatif par vibration ou autre force. L'usure par frottement est affectée par l'amplitude de mouvement, la charge normale, les propriétés du matériau, l'humidité et la lubrification. Généralement l'amplitude de mouvement de glissement est souvent de l'ordre du micromètres au millimètres. Ce mouvement répétitif de faible amplitude provoque une grave usure mécanique localisée et un transfert de matière à la surface et cela influe sur la progression de l'usure.

Généralement, la grandeur de la force de frottement est décrite en termes d'un coefficient de frottement μ qui est le rapport de la force de frottement F à la force normale N appliquée sur le contact par l'équation : $\mu=F/N$

La résistance à l'usure par frottement des deux alliages Zn-Mg et Zn-Mg-Fe avant et après traitements thermiques a été étudié en utilisant un tribomètre bille-disque de type Tribometer 4.4U Marque CSM Instrument (Figure 11).

Les paramètres d'essai sont :

- Bille : Alumine
- Température : 25,00 °C
- Vitesse linéaire. : 5 [cm/s]
- Atmosphère : air
- Force normale : 2,00 [N]
- Humidité : 50,00 [%]

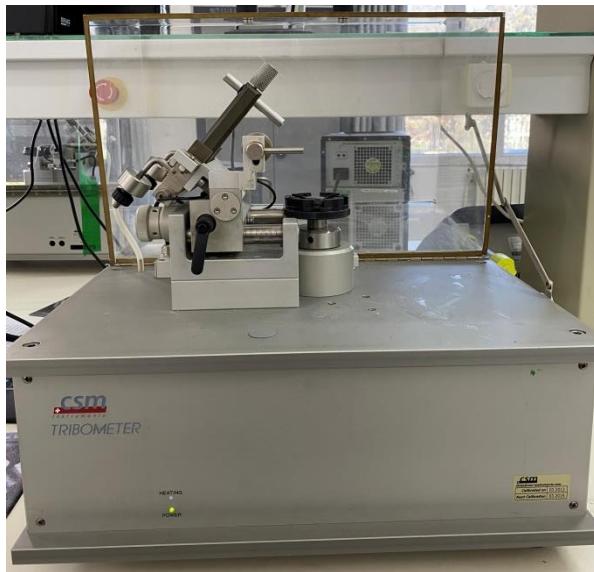


Figure 11. 4.4U Marque CSM Instrument

L'essai consiste à produire un déplacement relatif entre deux corps sous une charge contrôlée. L'échantillon en contact avec une bille montée sur un bras élastique subit un déplacement rotatif ou alternatif. La faible déflection du bras permet de déterminer les forces tangentielles et donc le coefficient de frottement induit par ce déplacement.

II.7. Rugosimètre (Profilomètre 3D)

Afin de caractériser la topographie de surface et d'évaluer la rugosité des alliages Zn-0.5Mg et Zn-0.5Mg-0.5Fe, un système de mesure optique sans contact Cyber Technologies CT 100 (Figures 12) a été utilisé. Cet appareil est basé sur la technologie de capteur chromatique confocal, permettant d'obtenir des cartographies 3D de la surface avec une haute résolution micrométrique, sans altérer l'échantillon.

Les échantillons, sont fixés sur la platine de mesure, puis scannés à l'aide du capteur optique mobile. Le système est contrôlé par un logiciel dédié permettant de visualiser en temps réel la surface scannée et d'en extraire plusieurs paramètres de rugosité normalisés.

Cette méthode offre une précision élevée pour l'analyse des microstructures de surface et permet de quantifier les effets du traitement thermique et des ajouts d'éléments d'alliage sur l'état de surface. Elle complète ainsi les observations métallographiques et les mesures mécaniques.



Figure 12. Rugosimètre Cyber Technologies CT 100

Chapitre III :

Résultats et interprétation

III.1 Introduction

La microstructure des alliages Zn-Mg et Zn-Mg-Fe, élaborés par fusion à induction, a été caractérisée par des observations métallographiques en microscopie optique, dans le but d'identifier les différentes phases présentes dans ces deux alliages. Des essais électrochimiques ont été réalisés dans une solution physiologique de Hank afin d'évaluer la résistance à la corrosion de ces matériaux dans un environnement simulé. Par ailleurs, des essais tribologiques, notamment des tests d'usure par frottement, ont été menés afin de déterminer la résistance à l'usure de ces alliages

III.2. Evolution de la microstructure

III.2.1. Etat brut

La figure 13 montre les microstructures des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe à l'état brut de coulée. Dans les deux cas, les microstructures révèlent une structure dendritique. D'après le diagramme de phase binaire Zn-Mg, la quantité maximale de magnésium pouvant se dissoudre dans le zinc est d'environ 0,1 % en poids à 364 °C [6] [7]. Cette capacité de solubilité chute rapidement avec la baisse de température. Par conséquent, quand la teneur en magnésium dépasse cette limite, une grande quantité de phase eutectique se forme dans la microstructure. Pour l'alliage Zn-0,5Mg à l'état brut de coulée, on observe des grains cellulaires d' α -Zn entourés d'une phase eutectique lamellaire, composée d'un mélange de Zn et de Mg₂Zn₁₁. En ce qui concerne l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe, sa microstructure est nettement plus fine. Elle contient des grains dendritiques primaires d' α -Zn (zones claires), répartis dans une matrice eutectique plus sombre composé de Zn + Mg₂Zn₁₁. L'ajout de fer dans cet alliage entraîne la formation de la phase intermétallique Zn₁₃Fe [8], qui apparaît principalement dans la phase eutectique, modifiant ainsi la finesse et l'homogénéité de la microstructure globale.

III.2.2. Etat après traitement d'homogénéisation

Les microstructures des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après traitement d'homogénéisation à 350 °C sont présentées dans la figure 14. Pour les deux alliages, on observe que ce traitement permet un affinage notable de la microstructure et entraîne la disparition de la phase eutectique. La structure résultante est constituée principalement de deux phases : une matrice α -Zn et la phase intermétallique Zn₁₁Mg₂.

Dans le cas de l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe, la présence de fer induit la formation d'un composé intermétallique supplémentaire, $Zn_{13}Fe$. Ce dernier n'est pas dissous dans la matrice de zinc lors du traitement d'homogénéisation, ce qui indique sa stabilité à cette température.

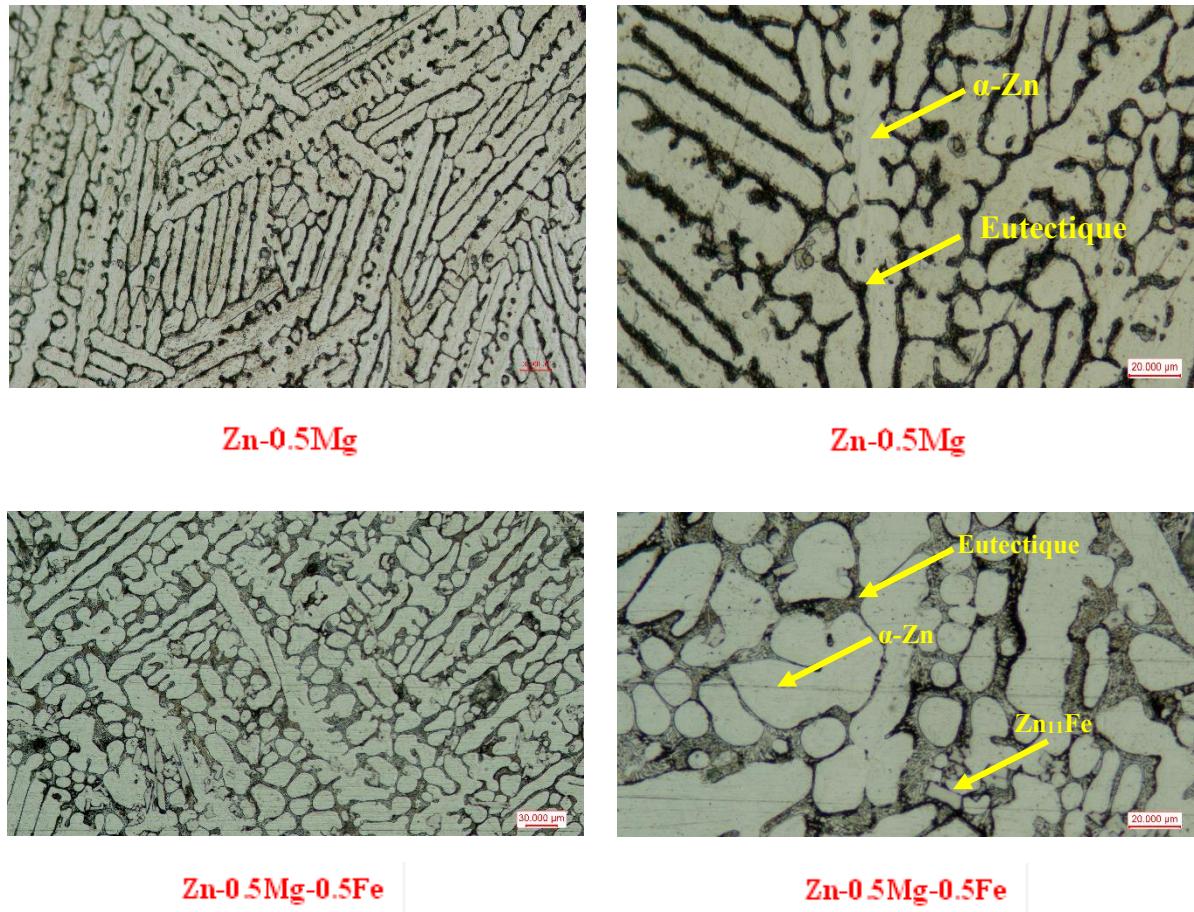


Figure 13. Micrographies optiques des alliages étudiés à l'état brut de coulée à différents grossissements

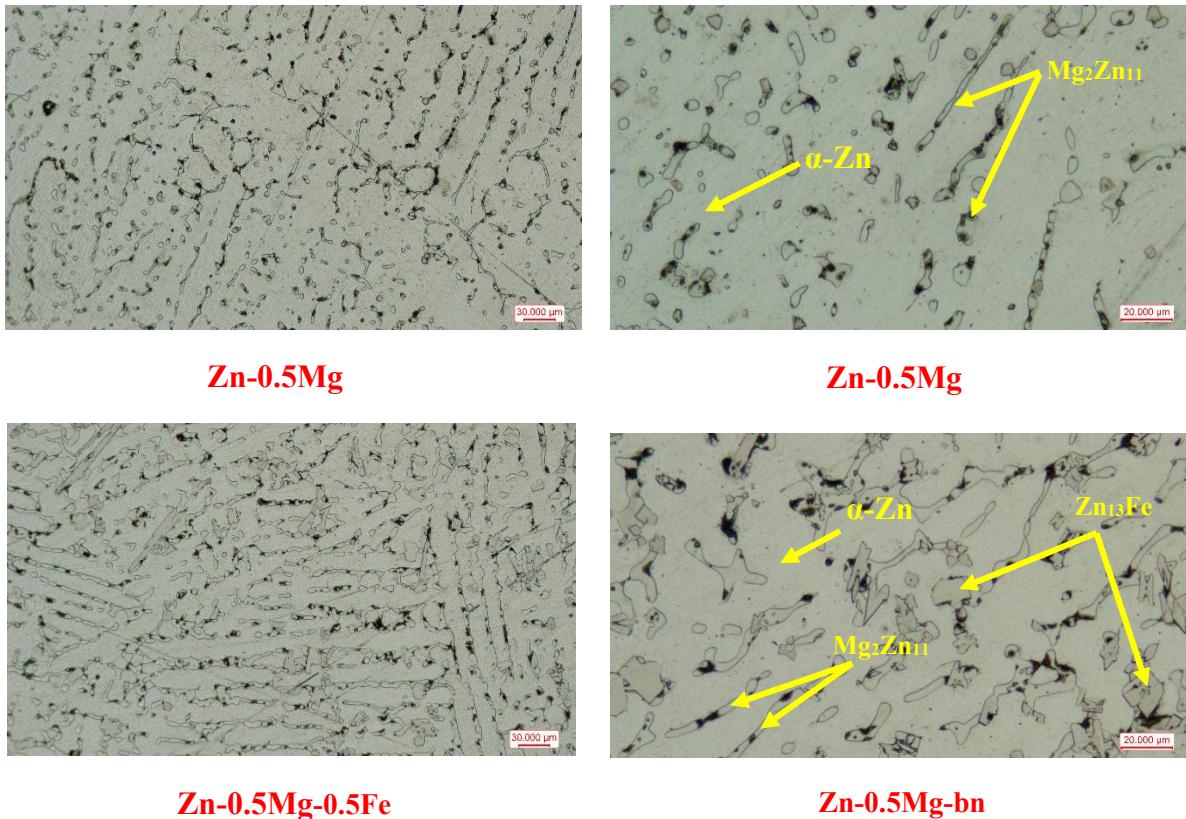


Figure 14. Microographies optiques à différents grossissements des alliages étudiés après traitement d'homogénéisation

III.3. Evolution de la microdureté

La figure 15 illustre, à travers des histogrammes, l'évolution de la microdureté des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après un traitement d'homogénéisation à 350 °C. Ces graphiques comparatifs mettent en évidence l'effet de l'ajout de fer sur la dureté de l'alliage Zn-0,5Mg. Il apparaît clairement que l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe présente une dureté plus élevée que celle de Zn-0,5Mg. Cette amélioration est attribuée à la présence combinée des phases intermétalliques Zn₁₁Mg₂ et Zn₁₃Fe. Grâce à leur dureté intrinsèque, leur rôle dans l'affinement de la microstructure et leur capacité à freiner le déplacement des dislocations, ces phases contribuent de manière significative à renforcer la dureté globale de l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe [9].

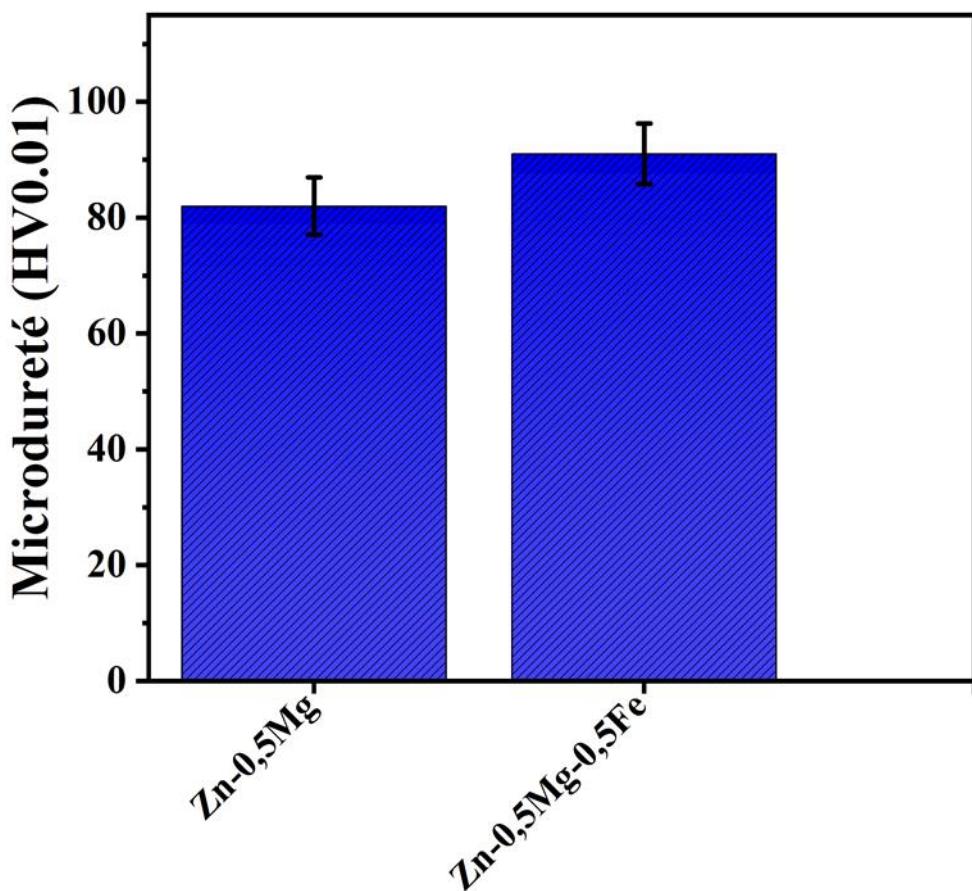


Figure 15. Histogrammes comparatifs illustrant la dureté des alliages étudiés

III.4 Usure par frottement

La figure 16 illustre l'impact de l'ajout de fer sur l'évolution du coefficient de frottement de l'alliage Zn-0,5Mg. On remarque que, pour les deux alliages, cette évolution se déroule en deux phases distinctes :

1. Dans un premier temps, le coefficient de frottement (μ) augmente rapidement. Cette augmentation est attribuée aux chocs entre les aspérités des deux surfaces en contact.
2. Ensuite, le coefficient de frottement se stabilise. À ce stade, les aspérités sont cisaillées, se détachent des surfaces en contact et forment un troisième corps qui intervient dans l'interaction. L'ajout de fer, en facilitant la formation de ce troisième corps, influence ainsi l'évolution du coefficient de frottement.

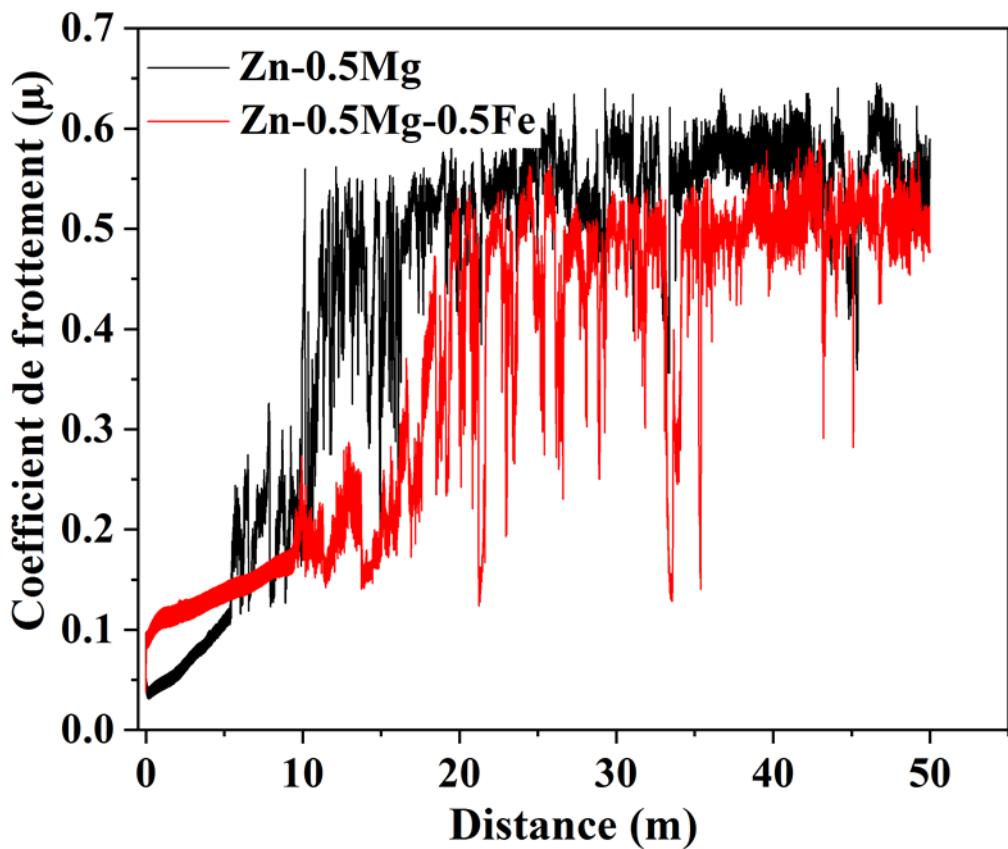


Figure 16. Evolution du coefficient de frottement des alliages Zn-0.5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe

Selon les histogrammes comparatifs présentés dans la figure 17, qui montrent l'effet de l'ajout de fer sur l'évolution du coefficient de frottement et le taux d'usure de l'alliage Zn-0,5Mg, on observe que l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe présente un coefficient de frottement plus faible que celui de Zn-0,5Mg. Cette réduction s'explique par la présence de phases intermétalliques stables telles que Mg_2Zn_{11} et $Zn_{13}Fe$, qui renforcent la résistance de l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe à l'usure par frottement.

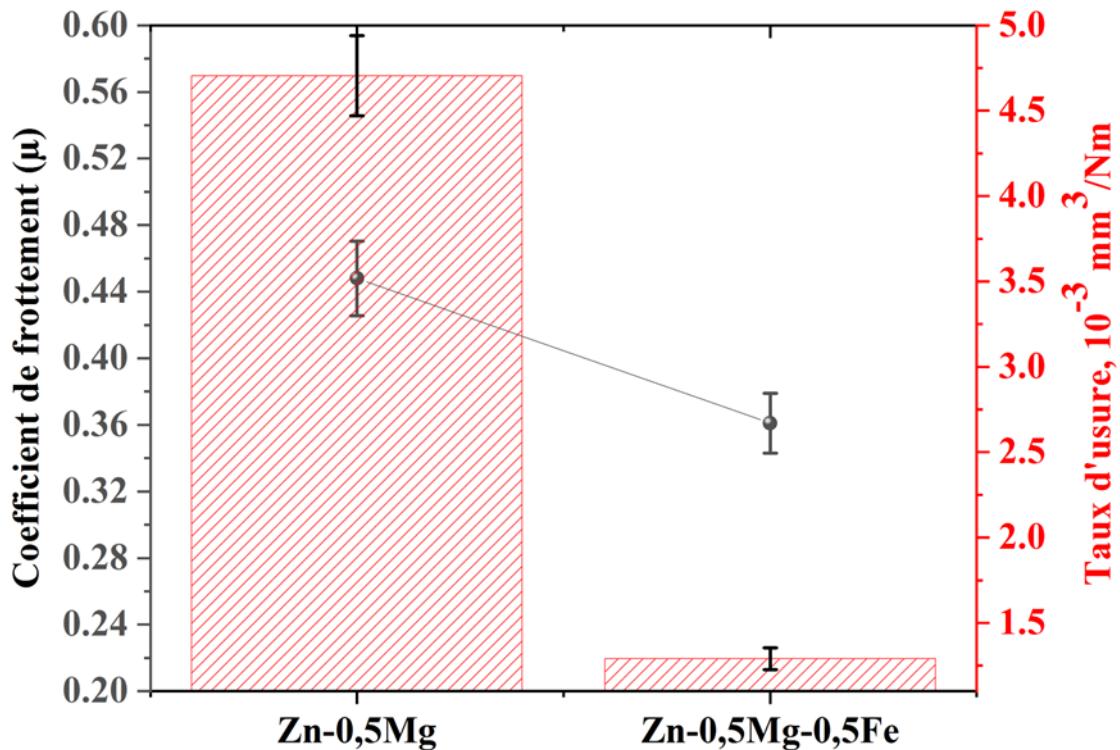


Figure 17. Histogrammes comparatifs illustrant l'influence de l'addition de fer sur le coefficient de frottement et le taux d'usure de l'alliage Zn-0,5Mg

III.4.1. Analyse 3D des surfaces usées

La figure 18 présente les vues en 3D des surfaces usées des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe. Les images montrent clairement la morphologie des traces d'usure essai d'usure. Les sillons d'usure observés sur les échantillons présentent des largeurs et des profondeurs variables, indiquant des comportements d'usure distincts en fonction de la composition des alliages.

En comparaison avec l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe, l'alliage Zn-0,5Mg présente des traces d'usure plus profondes, avec une variation de hauteur (ΔZ) allant jusqu'à $-45 \mu\text{m}$, ce qui indique une plus grande perte de matériau sous l'ajout de fer dans l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe semble avoir un effet significatif sur la réduction de l'usure. En effet, la rainure d'usure observée sur cet alliage est plus étroite et moins profonde que celle de l'alliage de base. La profondeur maximale du sillon d'usure pour l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe atteint environ $-25 \mu\text{m}$, ce qui est notablement plus faible par rapport à l'alliage Zn-0,5Mg.

Ainsi, l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe présente le taux d'usure le plus faible parmi les deux, avec une réduction de la profondeur des sillons d'environ 44% par rapport à l'alliage Zn - 0,5 Mg. Cela suggère que l'ajout de Fe améliore considérablement la résistance à l'usure du matériau. Ce

phénomène pourrait être attribué à une modification de la microstructure du matériau, induisant une meilleure résistance à la déformation plastique et à l'abrasion.

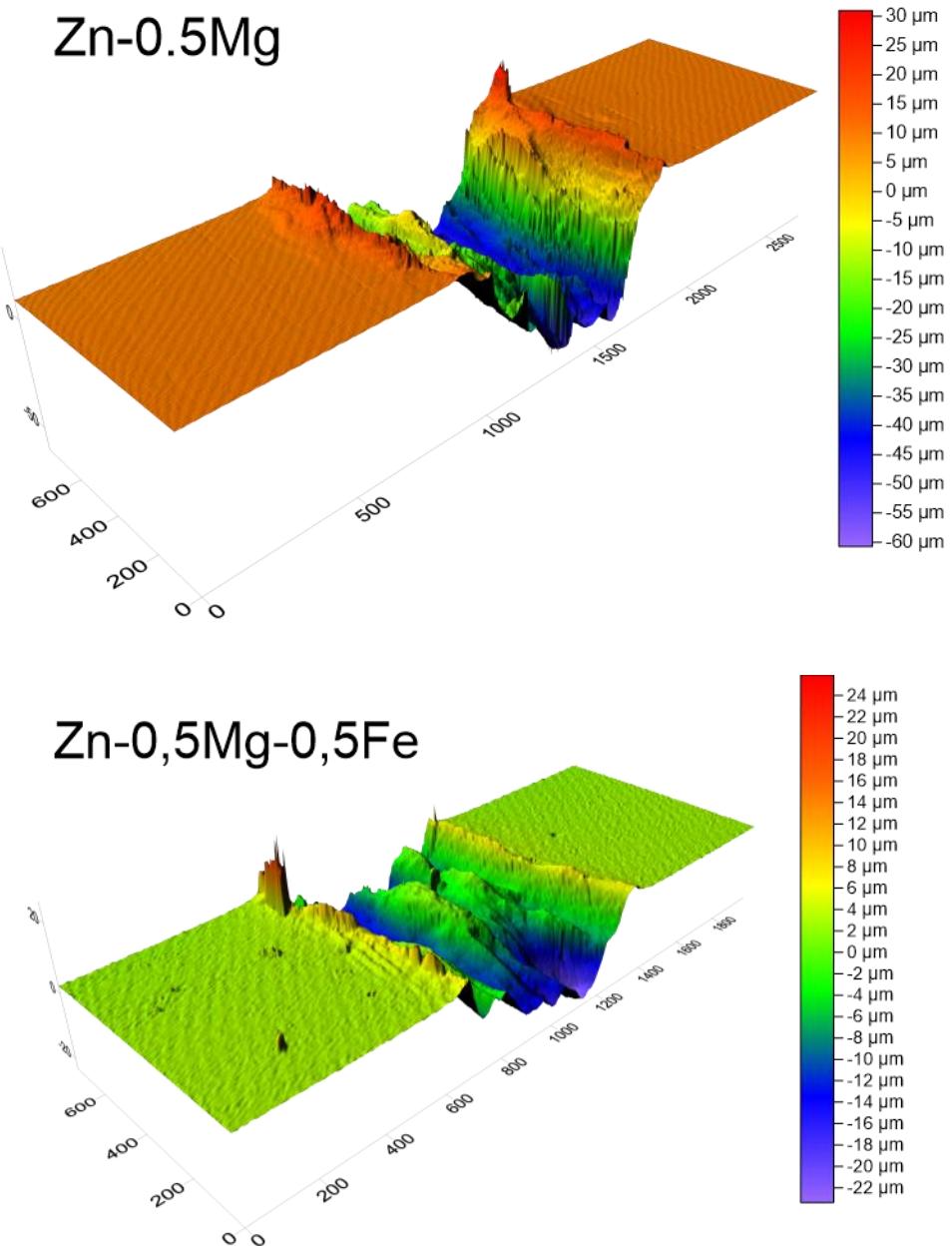


Figure 18. Profils 3D des surfaces usées des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe

III.5. Evolution des propriétés électrochimiques

La résistance à la corrosion des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe a été étudiée à l'aide de tests électrochimiques, notamment des mesures de polarisation potentiodynamique et d'impédance électrochimique. Ces analyses ont été réalisées après une immersion d'une heure dans une solution de Hank.

III.5.1. Courbes de polarisation potentiodynamique.

La figure 19 illustre les courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d'immersion dans la solution de Hank. Le tableau 4. regroupe les paramètres électrochimiques dérivés de ces courbes de polarisation.

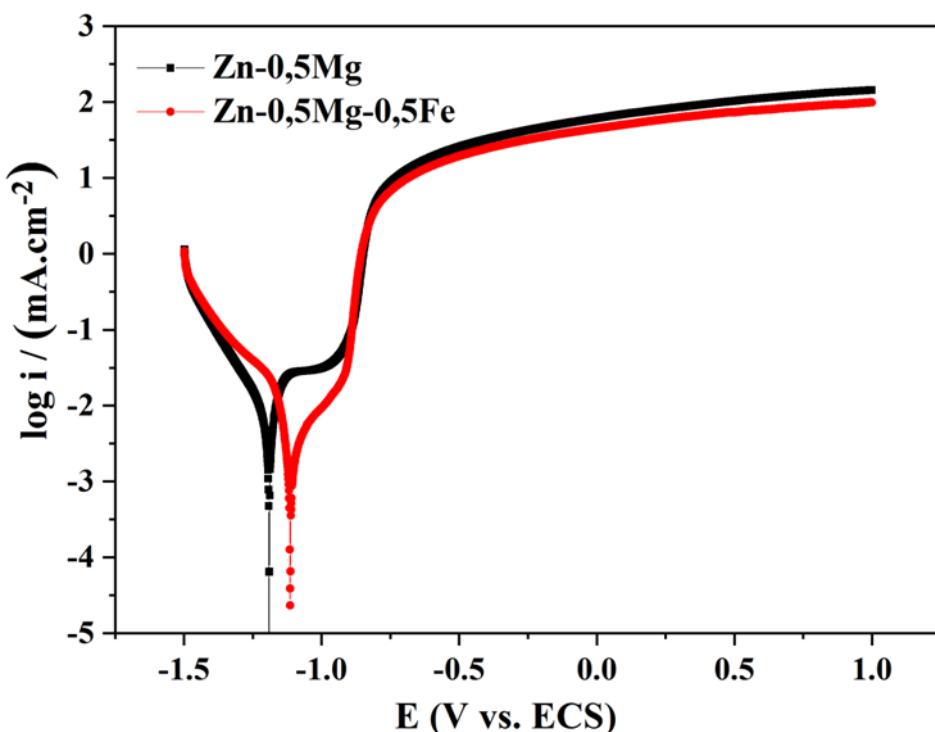


Figure 19. Courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe dans la solution de Hank

La figure 19 présente les courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d'immersion dans la solution de Hank. Les paramètres électrochimiques extraits de ces courbes sont rassemblés dans le tableau 4. À l'analyse des courbes $\log i = f(E)$, on observe que les deux alliages présentent des comportements relativement similaires. Toutefois, l'ajout de fer entraîne un déplacement du potentiel de corrosion vers des valeurs plus positives, passant de -1191 mV/ECS à -1114 mV/ECS. De plus,

les données du tableau 4 confirment une baisse de la densité de courant de corrosion pour l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe($2,64 \mu\text{A.cm}^{-2}$) par rapport à Zn-0,5Mg ($7,63 \mu\text{A.cm}^{-2}$). Dans les zones anodiques, un plateau de passivation est observé pour tous les alliages, ce qui suggère la formation d'une couche passive protectrice à leur surface dans cet environnement corrosif [10].

Tableau 4. Paramètres électrochimiques déduits des courbes de polarisation des alliages : Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d'immersion dans la solution de Hank

Alliages	E_{corr} [mV]	I_{corr} [$\mu\text{A.cm}^{-2}$]	β_c [mV dec $^{-1}$]	β_a [V dec $^{-1}$]
Zn-0,5Mg	-1191	7,63	175,4	125,9
Zn-0,5Mg-0,5Fe	-1114	2,64	66,6	214,6

III.5.2. Mesures d'impédance électrochimique

La figure 20 illustre les diagrammes d'impédance des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d'immersion dans la solution de Hank. Ces diagrammes mettent en évidence la présence de deux boucles capacitatives. L'élargissement du rayon de ces boucles, qui reflète une augmentation de la résistance de polarisation, est lié au phénomène de passivation des alliages de zinc dans ce milieu. La première boucle, observée à haute fréquence, est associée au transfert de charge, traduisant les réactions électrochimiques rapides qui se produisent à la surface des alliages [11]. La seconde boucle, visible à basse fréquence, est liée à la formation d'un film passif à la surface du matériau. Ce film agit comme une barrière protectrice contre la corrosion, ce qui se traduit par une résistance accrue dans cette plage de fréquence.

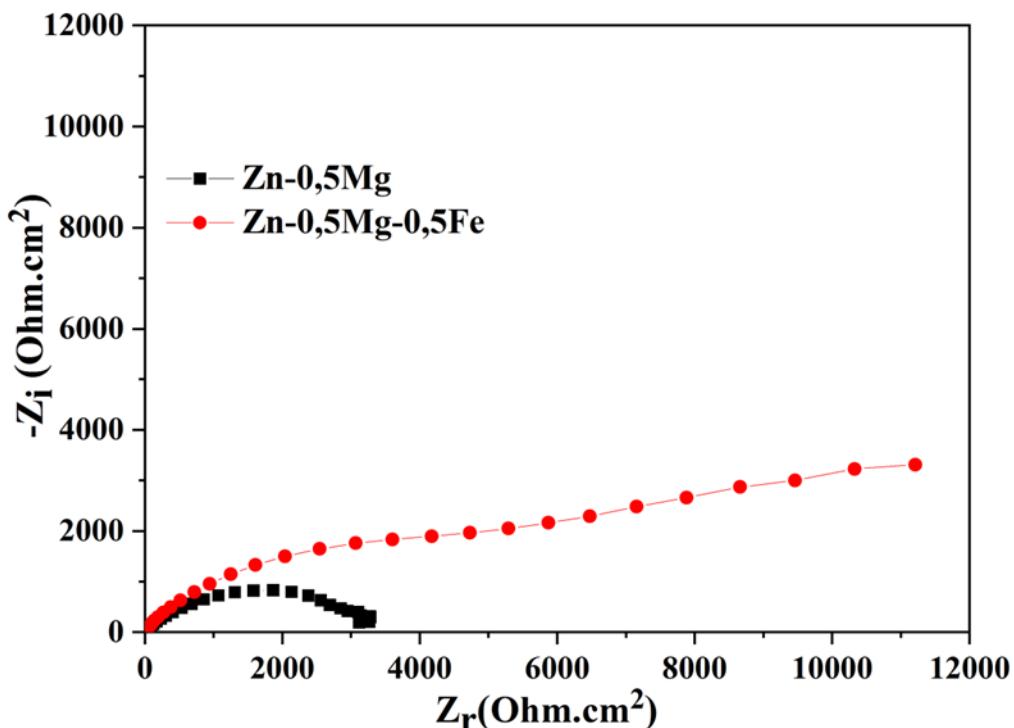


Figure 20. Diagrammes d’impédance électrochimiques des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d’immersion dans la solution de Hank

La figure 20 présente le circuit électrique équivalent établi à l'aide du logiciel Ec-Lab, après simulation des diagrammes d'impédance des alliages une heure après leur immersion dans la solution de Hank. Ce circuit comprend plusieurs composants : la résistance de la solution (R_s), la capacité de la double couche (Q) ainsi que la résistance de transfert de charge (R_{ct}), qui correspond à la somme des résistances R_2 et R_3 . Les valeurs des différents paramètres obtenues à partir de l'ajustement paramétrique sont rassemblées dans le tableau 5. Ces résultats indiquent que l'ajout de fer entraîne une augmentation de la résistance de transfert de charge R_{ct} de l'alliage Zn-0,5Mg, ce qui traduit une meilleure résistance à la corrosion.

Tableau 5. Paramètres électrochimiques déduits des diagrammes d’impédance des alliages : Zn-0,5Mg, Zn-0,5Mg-0,5Fe après une heure d’immersion dans la solution de Hank

Alliage	$R_1 / (\Omega \cdot \text{cm}^2)$	$R_2 / (\Omega \cdot \text{cm}^2)$	$Q_1 / (\mu\text{F} \cdot \text{cm}^{-2})$	n	$R_3 / (\Omega \cdot \text{cm}^2)$	$Q_3 / (\mu\text{F} \cdot \text{cm}^{-2})$	n
Zn-0,5Mg	16.31	11.32	59.99	0.522	3 430	0.884	0.973
Zn-0,5Mg-0,5Fe	6,55	58.96	11.46	0.734	112677	129.2	0,19

III.5.3. Topographie de surface après essai de corrosion dans la solution de Hank

La figure 21 montre l'aspect microscopique des surfaces des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après un essai de corrosion réalisé dans la solution de Hank. On y distingue des piqûres, témoins d'un phénomène de corrosion localisée. Toutefois, la surface de l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe présente une densité de piqûres plus faible que celle observée sur l'alliage Zn-0,5Mg. Cela suggère que l'ajout de fer contribue à améliorer la résistance à la corrosion de ce dernier.

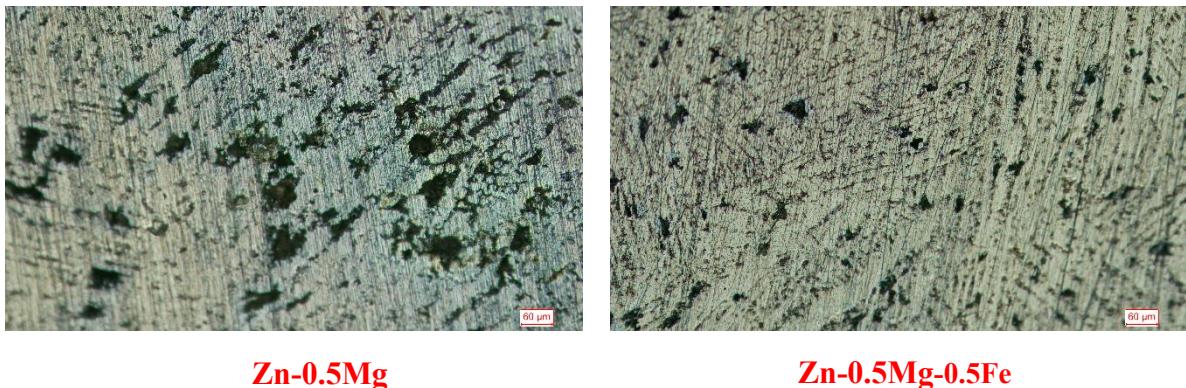


Figure 21. Morphologie de surface des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe après essai de corrosion dans la solution de Hank

Conclusion

Conclusion générale

Ce travail a étudié l'effet de l'ajout de fer sur les propriétés des alliages Zn-0,5Mg, notamment microstructurales, mécaniques et électrochimiques. Au terme de cette étude, nous pouvons résumer l'essentiel des résultats comme suit :

1. La structure de des alliages Zn-0,5Mg et Zn-0,5Mg-0,5Fe à l'état brut de coulé sont composé d'une matrice α -Zn et d'un eutectique qui est composé de $(Zn + Mg_2Zn_{11})$. L'ajout de fer entraîne la formation de la phase intermétallique $Zn_{13}Fe$.
2. Le traitement d'homogénéisation à 350 °C permet un affinage notable de la microstructure et entraîne la disparition de la phase eutectique. La structure résultante est constituée principalement de deux phases : une matrice α -Zn et la phase intermétallique $Zn_{11}Mg_2$ avec la présence de l'intermétallique $Zn_{13}Fe$ dans l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe.
3. L'ajout de fer a entraîné une augmentation significative de la dureté de l'alliage Zn-0,5Mg, passant de 82 à 91 HV. Cela met en évidence l'impact bénéfique de l'ajout de fer sur les propriétés de dureté de l'alliage de Zn-Mg.
4. Les tests de frottement et d'usure ont révélé une réduction du coefficient de frottement et une meilleure résistance à l'usure pour l'alliage Zn-0,5Mg-0,5Fe par rapport à Zn- 0,5Mg, mettant en avant l'impact positif des composés intermétalliques.
5. Les résultats de l'étude électrochimique dans la solution de Hank après une heure d'immersion ont montré que l'ajout de fer provoque un déplacement du potentiel de corrosion vers des valeurs positives, avec une diminution de la densité de corrosion et augmentation de résistance de transfert de charge.

Bibliographie

- [1] Dr. Messoudi. Noureddine. Dr. Benlatreche Mohamed Salah, *Introduction aux Biomatériaux*, Sétif, Algérie: Université de Sétif 1, 2022 .
- [2] Laurent. Gremillard. Jérôme Chevalier, *Biomatériaux : aspects techniques et « bon usage »*, Paris, France: Elsevier , 2023 .
- [3] H. F. Xie. X. H. Zheng. Y. F. e. a. Li, *Development of biodegradable Zn-1X binary alloys with nutrient alloying elements Mg, Ca and Sr*, Royaume-Uni: *Scientific Reports*, 2015.
- [4] Collectif, *Biomatériaux pour la santé*, Strasbourg, France: Université de Strasbourg, 2021.
- [5] Ghelloudj .O. Gharbi. A. Bouhamla. K. e. a., *Study of The Structure and Corrosion Behavior of Al-15% Mo Alloy*, Algérie: *Journal of Physics: Conference Series*, 2021.
- [6] Luis. Humberto. Campos. Becerra e. al., *Bio-inspired biomaterial Mg-Zn-Ca: a review of the main mechanical and biological properties of Mg-based alloys*, Mexique: *Biomed Phys Eng Express*, 2020 .
- [7] Xian. Wei. e. al., *Improvement on corrosion resistance and biocompatibility of ZK60 magnesium alloy by carboxyl ion implantation*, International: *arXiv*, 2019 .
- [8] Xu .Z. Liu. H. Hu. G. Zhuo. X. Yan. K. Ju. J. Bai. J, *Developing Zn–1.5 Mg alloy with simultaneous improved strength, ductility and suitable biodegradability by rolling at room temperature*, Chine: *Acta Metallurgica Sinica (English Letters)*, 2023.
- [9] Shao .X. Wang. X. Xu. F. Dai. T. Zhou. J. G. Liu. J. Liu. Y, *In vivo biocompatibility and degradability of a Zn–Mg–Fe alloy osteosynthesis system*, International: *Bioactive Materials*, 2022.
- [10] Mostaed .E. H. S. A. N. Sikora.-Jasinska. M. Mostaed. A. e. a., *Novel Zn-based alloys for biodegradable stent applications: Design, development and in vitro degradation²*, International: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016.
- [11] Gharbi .A. Himour. A. Abderrahmane. S. Abderrahim. K, *Inhibition Effect of 2, 2'-Bipyridyl on the Corrosion of Austenitic Stainless Steel in 0.5 M H₂SO₄*, *Oriental Journal of Chemistry*, 2018.
- [12] Menezes .P. L, Ingole. S. P, M. Nosonovsky, S. V. Kailas et M. R. Lovell, *Tribology for scientists and engineers*, New York: Springer, 2013.
- [13] Cyber Technologies, [En ligne]. Available: <https://www.cybertechnologies.com/en/products/ct-100/>. [Accès le 14 02 2025].
- [14] Xue. P. e. al., «*Microstructure, Mechanical Properties, and in Vitro Corrosion Behavior of Biodegradable Zn-1Fe-xMg Alloy*» *MDPI (Materials)*, 2020.