

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

University Badji Mokhtar - Annaba
Badji Mokhtar – Annaba University



جامعة باجي مختار - عنابة

Faculté : Technologie

Département : Génie mécanique

Spécialité : Génie des matériaux

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master

Thème

Caractérisation structurale et électrochimique de l'alliage biodégradable Zn-Mg-Sn destiné pour le domaine biomédical.

Présenté par : BEN ABED Ali

Encadrant : GHELLOUDJ Oualid

Co-encadrant : GHARBI Amel

Université Badji Mokhtar -Annaba.

Jury de Soutenance :

BOURENEN Rabah	Université Badji Mokhtar -Annaba	Président
GHELLOUDJ Oualid	Université Badji Mokhtar -Annaba	Encadrant
BOUGOUFFA Seif Eddine	Université Badji Mokhtar -Annaba	Examinateur

Année Universitaire : 2024/2025

Remerciement :

En premier lieu, nous remercions le bon Dieu qui nous a donné la force et le courage tout au long de notre cursus universitaire.

Je tien, en premier lieu, avec ma profonde gratitude et ma reconnaissance, à remercier mon professeur et mon encadreur Dr. GHELLOUDJ Oualid et GHARBI Amel, pour la confiance qu'ils m'ont accordée en acceptant de diriger ce Mémoire et en m'orientant par ses précieux conseils qui m'ont permis de l'enrichir et le finir.

Je remercie tout particulièrement les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer et juger notre travail de recherche.

Mes plus sincères remerciements s'adresse, aussi à ceux qui m'ont indiqué la bonne voie, a ce qui m'ont encouragé et qui attendent le fruit de leur conseil A tous mes amis.

Résumé

Cette étude examine l'effet de l'ajout de 1 % d'étain (Sn) dans l'alliage Zn-1,5Mg à travers des analyses microstructurales, tribologiques et électrochimiques. L'ajout d'étain affine la microstructure et favorise la formation de la phase Mg₂Sn, améliorant ainsi la dureté et la résistance à la corrosion. Les essais tribologiques montrent une réduction de 25 % du coefficient de frottement et de 81 % du taux d'usure, tandis que les tests électrochimiques indiquent une meilleure performance de l'alliage modifié en termes de résistance à la corrosion. Ces résultats démontrent que l'étain améliore les propriétés mécaniques, tribologiques et électrochimiques de l'alliage Zn-1,5Mg.

Mots clés : Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn, alliage, biomédical, résorbable.

Abstract

This study examines the effect of adding 1% tin (Sn) to the Zn-1.5Mg alloy through microstructural, tribological and electrochemical analyses. The addition of tin refines the microstructure and promotes the formation of the Mg₂Sn phase, thus improving hardness and corrosion resistance. Tribological tests show a 25% reduction in the coefficient of friction and an 81% reduction in the wear rate, while electrochemical tests indicate a better performance of the modified alloy in terms of corrosion resistance. These results demonstrate that tin improves the mechanical, tribological and electrochemical properties of Zn-1.5Mg alloy.

Keywords: Zn-1Mg, Zn-1Mg-0.5Ti, alloy, biomedical, resorbable.

ملخص

تبحث هذه الدراسة في تأثير إضافة 1% من القصدير (Sn) إلى سبيكة Zn-1.5Mg من خلال التحليلات المجهرية والترابيولوجية والكهربوكييمية. تعمل إضافة القصدير على صقل البنية المجهرية وتعزيز تكوين طور Mg₂Sn، وبالتالي تحسين الصلابة ومقاومة التآكل. ثُمَّ تُظهر الاختبارات الترابيولوجية انخفاضاً بنسبة 25% في معامل الاحتكاك وانخفاضاً بنسبة 81% في معدل التآكل، بينما تشير الاختبارات الكهربوكييمائية إلى أداء أفضل للسبائك المعدلة من حيث مقاومة التآكل. ثُمَّ تُظهر هذه النتائج أن القصدير يحسن الخواص الميكانيكية والترابيولوجية والكهربوكييمائية لسبائك Zn-1,5Mg.

الكلمات المفتاحية: Zn-1,5Mg-1Si، Zn-1,5Mg، تآكل، الاحتكاك

Sommaire:

Résumé	2
Introduction générale :	7
Chapitre 1: Etude Bibliographie.	8
I-1-Généralités sur les biomatériaux:	9
I-1-1-biomatériaux:	9
I-1-2- L'historique :	9
I-1-3-Réponse biologique aux biomatériaux :.....	10
I-1-4-types des biomatériaux :.....	10
I-1-4-1-biomatériaux métalliques :.....	10
I-1-4-2-biomatériaux céramiques :.....	11
I-1-4-3-biomatériaux polymères :.....	12
I-1-4-4-biomatériaux composites :	12
I-1-5-Traitement des biomatériaux:	13
I-1-5-1-Les propriétés des biomatériaux :	13
I-1-5-2-Propriétés dégradables des biomatériaux :	13
I-1-5-3-Propriétés de surface des biomatériaux :	14
I-1-5-4-Propriétés globales des biomatériaux :	14
I-2-Utilisations des biomatériaux:	15
I-3-Le zinc :	18
I-3-1- Les caractéristiques du zinc :	18
I-3-2-Les avantages de ce matériau :	20
I-3-3-Les inconvénients du zinc :	20
I-4-Magnésium :	21
I-4-1-Effets du magnésium sur la santé :	23
I-4-2-Effets du magnésium sur l'environnement :	24
I-5-L'étain :	25
I-5-2-Effets de l'étain sur la santé :	26
I-6-Propriétés des alliages de zinc :	27
Bibliographie	28
Chapitre 2: Matériaux et méthodes expérimentales	29
II.1 Matériaux :	30
II.2 Traitements thermiques :	30
II.3 Observations métallographiques :	31

II.4. Essai d'usure par frottement :	31
II.5. Rugosimètre :	32
II.7. Essais électrochimiques :	33
Chapitre 3: Résultats et Discussions.....	36
III.1 Introduction	37
III.2. Evolution de la microstructure	37
III.2.1. Les microstructures des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état brut de coulée.	37
III.2.1. Etat après traitement d'homogénéisation.....	37
III.3. Evolution de la microdureté	39
III.4 Usure par frottement	40
III.4.1. Analyse 3D des surfaces usées	43
III.5. Evolution des propriétés électrochimiques	45
III.5.1. Courbes de polarisation potentiodynamique.....	45
III.5.2. Mesures d'impédance électrochimique	47
Conclusion générale	51
Perspectives	52

Listes de figures:

Figure I. 1. Lentilles	15
Figure I. 2. Implants dentaires.....	16
Figure I. 3. Prothèse de hanche.	16
Figure I. 4. Cœur artificiel.....	17
Figure I. 5. Pancréas artificiel	17
Figure I. 6. Peau artificielle.....	18
Figure I. 7. Zinc.....	18
Figure I. 8. Magnésium	21
Figure I. 9. L'étain	25
Figure II. 1. Four de traitements thermique	30
Figure II. 2. Polisseuse.....	31
Figure II. 3. Microscope optique.....	31
Figure II. 4. Tribomètre bille-disque.....	32
Figure II. 5. Profilomètre à palpeur de contact	33
Figure II. 6. Microduromètre	33
Figure II. 7. Machine de corrosion gamry.	34
Figure II. 8. cellule chimique.....	34
Figure III. 1. Micrographies optiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état brut de coulée	38
Figure III. 2. Micrographies optiques à différents grossissements des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après traitement d'homogénéisation.	39
Figure III. 3. Histogrammes comparatifs illustrant la dureté des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn.....	40
Figure III. 4. Evolution du coefficient de frottement des alliages Zn-0,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn42	
Figure III. 5. Histogrammes comparatifs illustrant l'influence de l'addition de l'étain sur le coefficient de frottement et le taux d'usure des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn.	43
Figure III. 6. Profils 3D des surfaces usées des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn.....	45
Figure III. 7. Courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn dans la solution de Hank.	46
Figure III. 8. Diagrammes d'impédance électrochimiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank.....	48

Listes de tableaux:

Tableau I.1. Les caractéristiques de zinc « matweb.com ».....	19
Tableau I.2. Les caractéristiques de magnésium « matweb.com »	21
Tableau I.3. Les caractéristiques de l'étain.....	25
Tableau II. 1. Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Sn	30
Tableau III.1. Paramètres électrochimiques déduits des courbes de polarisation des alliages : Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank.....	47
Tableau III.2. Paramètres électrochimiques déduits des diagrammes d'impédance des alliages : Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank.	49

Introduction générale :

Les biomatériaux représentent un domaine de recherche et d'application fascinant situé à l'interface entre la science des matériaux et la biologie. Ces matériaux spécialement conçus pour interagir de manière harmonieuse avec les systèmes biologiques ouvrent la voie à une multitude d'innovations dans divers domaines, allant de la médecine régénérative à la technologie médicale de pointe.

Le domaine des biomatériaux cherche à résoudre des défis complexes liés à l'interaction entre les matériaux artificiels et les composants biologiques du corps humain. L'objectif principal est de développer des substances compatibles qui peuvent être utilisées à des fins médicales, que ce soit pour la fabrication d'implants, de prothèses, de dispositifs médicaux ou même de médicaments administrés de manière ciblée. La conception de biomatériaux nécessite une compréhension approfondie des propriétés physiques et chimiques des matériaux, ainsi que de leurs interactions avec les tissus biologiques. Les chercheurs et les ingénieurs en biomatériaux explorent une variété de matériaux, tels que les polymères, les métaux, les céramiques et les composites, pour créer des solutions innovantes répondant aux besoins spécifiques de chaque application médicale.

En constante évolution, le domaine des biomatériaux est alimenté par des avancées technologiques, des découvertes scientifiques et des collaborations interdisciplinaires. Les progrès dans ce domaine ouvrent de nouvelles perspectives pour améliorer les traitements médicaux, promouvoir la régénération des tissus, et contribuer à une meilleure compréhension des interactions complexes entre les matériaux artificiels et les systèmes biologiques.

Le travail réalisé dans ce mémoire porte sur élaboration et caractérisation des alliages à base de zinc (Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn) destiné pour le domaine biomédical.

Le mémoire comprend trois chapitres principaux et une conclusion générale.

- 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-1,5Mg et alliage Zn-1,5Mg-1Mn). Ces résultats permettent d'évaluer les propriétés structurales, mécaniques et de corrosion des alliages.
- Enfin, une conclusion générale clôture ce mémoire

Chapitre 1:

Etude

Bibliographie.

I-1-Généralités sur les biomatériaux:

I-1-1-biomatériaux:

Un biomatériaux est un matériau destiné à interagir avec des systèmes biologiques pour évaluer, traiter, augmenter ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. [1]

I-1-2- L'historique :

L'origine des biomatériaux peut donc être retracée jusqu'à l'époque antique. Beaucoup de leurs premières tentatives étaient des efforts humains pour rectifier des anomalies, car, avant l'avènement de l'anesthésie et de l'asepsie, les opérations chirurgicales ne concernaient que la surface du corps.

Parmi les premières actions entreprises, on retrouve celles effectuées par des chirurgiens hindous dans le but de rétablir des parties absentes. Sushruta, aux alentours de 600 avant J.-C., a effectué une opération réparatrice du nez à l'aide d'un fragment de tissu vivant prélevé sur la joue. Cette méthode de reconstruction du nez a été diffusée de l'Est vers l'Ouest. Aux alentours de 1430, la famille laïque sicilienne des Brancas a amélioré ce qu'on appelle aujourd'hui la technique italienne de reconstruction nasale, en employant un morceau de peau tiré du bras. Au cours du XIXe siècle, Von Graefe et Dieffenbach identifièrent diverses méthodes de reconstruction de parties absentes. Durant le XXe siècle, les tragédies de la Première Guerre mondiale ont incité Gillies à se rendre en Angleterre, Davis, Ivy et Kazanjian aux États-Unis, ainsi que Filator en Russie, à innové dans le domaine de la fermeture des plaies et du transfert de tissus. La première mention connue de l'utilisation du métal en chirurgie remonte à 1565. Toutefois, avant l'élaboration de la méthode chirurgicale aseptique de J. Lister dans les années 1860, plusieurs instruments métalliques comme les fils et les broches en fer, or, argent, platine et autres étaient utilisés. Les greffes de tissus, tout comme les autres types de transplantation, n'ont pas rencontré un grand succès, en grande partie à cause des infections survenant après l'intervention. L'évolution des implants contemporains, dédiés à la restauration des os longs et des articulations, a commencé vers la fin du XIXe siècle. Lane, en Angleterre (1893-1912), a élaboré une plaque de fracture en acier. L'usage des polymères dans différentes applications de reconstruction a été constaté avec la montée en puissance de l'industrie du plastique durant les années 1930. Néanmoins, c'est surtout après les pertes massives de la Seconde Guerre mondiale que l'on a initié la recherche sur les implants et dispositifs extracorporels, qui sont pourtant essentiels. Du fait des complications liées aux procédures chirurgicales et de l'approvisionnement en matériaux, l'idée d'implants cardiovasculaires n'a émergé que dans les années 1950. Voorhees, Jaretzta et Blackmore (1952) ont accompli un progrès significatif en utilisant des prothèses en tissu fabriquées à partir du copolymère Vynylon N (qui est un mélange de chlorure de polyvinyle et polyacrylonitrile), avant d'expérimenter avec le nylon, l'Orlon®, le Dacron®, le Téflon® et l'Ivalon®. Une pseudo-intima, ou néo-intima, compatible avec le sang, s'est développée par la prolifération des tissus à travers les pores de divers tissus. L'intervention de pose de valves cardiaques n'a pu être réalisée qu'après l'avènement de la chirurgie à cœur ouvert dans les années 1950 et la création d'une valve cardiaque commerciale par Star et Edwards en 1960. Kolff et Berk ont rapporté en 1944 la première expérience de dialyse sur un être humain utilisant un dialyseur à tambour rotatif. Schriber a ensuite apporté des modifications pour une utilisation régulière en 1960. [2]

I-1-3-Réponse biologique aux biomatériaux :

La réaction biologique au matériau sélectionné, qui conditionne sa biocompatibilité, est l'une des préoccupations majeures du bio matérieliste. L'inflammation survient généralement immédiatement après l'implantation. Sur le plan clinique, elle se manifeste par une rougeur, une enflure, une impression de chaleur et une douleur autour de l'endroit où l'implant a été posé. Toutefois, ce phénomène est habituellement transitoire et peut être surmonté de différentes façons, notamment par la fusion totale du matériau avec les tissus environnants ou par l'encapsulation fibreuse de l'implant.

En fonction du lieu d'installation et du type de matériau, diverses réactions peuvent se manifester, comme l'activation du système immunitaire, une coagulation locale du sang, une infection, la création de tumeurs ou la calcification de l'implant. Bien que plusieurs de ces réactions puissent être considérées comme indésirables, dans certains cas, elles peuvent être acceptables en fonction de l'application. Par exemple, la formation de calcium sur un implant destiné à soutenir le tissu osseux peut être indispensable pour garantir une intégration efficace entre le biomatériau et l'os qui l'entoure. Des éléments tels que la nature du matériau, la configuration de l'implant, les attributs de décomposition du matériau, les caractéristiques chimiques de la surface et les propriétés mécaniques et chimiques globales ont été reconnus comme déterminants pour la biocompatibilité générale d'un biomatériau et sa pertinence pour des applications précises. Ainsi, le bio matériau doit choisir le type de substance et la technique de traitement pour assurer des propriétés optimales de décomposition, de surface et de poids, tout en prenant en considération la position et l'usage final de l'implant.

Au niveau le plus basique, la réaction cellulaire et protéique au matériau conditionne la réussite globale de l'implant. Il est donc indispensable de décrire ces réponses. Il est possible de mener des expériences évaluant les interactions entre cellules/protéines et biomatériaux ainsi que la biocompatibilité générale, soit *in vitro*, soit *in vivo*.

Les essais *in vitro*, qui signifient littéralement « dans du verre », se réalisent dans un cadre de laboratoire soigneusement maîtrisé, alors que les études *in vivo* impliquent l'introduction du biomatériau dans un organisme vivant, comme un modèle animal. [1]

I-1-4-types des biomatériaux :

I-1-4-1-biomatériaux métalliques :

En raison de leur conductivité électrique et thermique supérieure, ainsi que de leurs remarquables propriétés mécaniques, les métaux sont employés comme biomatériaux. Dans les métaux, comme certains électrons sont indépendants, ils ont la capacité de transmettre rapidement une charge électrique et de l'énergie thermique. Les ions métalliques positifs sont maintenus ensemble par l'action des électrons libres en mouvement, qui agissent comme une force de liaison. Cette attraction est intense, comme le montre la structure atomique compacte, qui se manifeste par une densité et un point de fusion élevés pour la majorité des métaux. Étant donné que la liaison métallique est principalement non directionnelle, on peut ajuster la localisation des ions métalliques sans endommager la structure cristalline, ce qui produit un matériau plastiquement déformable.

Étant donné leurs propriétés mécaniques exceptionnelles et leur résistance à la corrosion, certains métaux sont employés comme alternatives passives pour le remplacement des tissus durs, tels que les prothèses totales de hanche et de genou, pour la consolidation des fractures (via plaques et vis osseuses), pour les systèmes de fixation vertébrale ainsi que pour les implants dentaires. Des alliages métalliques spécifiques sont employés pour des fonctions plus dynamiques dans des équipements tels que les stents vasculaires, les fils de guidage de cathéter, les arcs orthodontiques et les implants cochléaires.

L'acier au vanadium, qui a été le premier alliage métallique spécifiquement conçu pour un usage humain, a été utilisé pour la création de plaques de fracture osseuse (plaques Sherman) et de vis. L'organisme ne tolère que des quantités infimes de la plupart des métaux employés dans la production d'alliages pour les implants, tels que le fer (Fe), le chrome (Cr), le cobalt (Co), le nickel (Ni), le titane (Ti), le tantale (Ta), le niobium (Nb), le molybdène (Mo) et le tungstène (W). Parfois, ces composants métalliques, dans leur état brut, sont indispensables à l'activité des globules rouges (Fe) ou à la production de la vitamine B12 (Co), cependant, ils ne peuvent être tolérés en grandes quantités par le corps humain. La biocompatibilité des implants en métal est une question cruciale, car il existe la possibilité de corrosion *in vivo* de ces derniers. La corrosion entraîne la décomposition du matériau de l'implant, affaiblissant ainsi celui-ci, et provoque des effets délétères des sous-produits de corrosion sur les tissus et organes adjacents.

I-1-4-2-biomatériaux céramiques :

On définit la céramique comme l'art et la science de créer et d'exploiter des objets solides composés principalement de matières inorganiques non métalliques. Les céramiques sont des matériaux réfractaires poly cristallins, souvent inorganiques, qui incluent les silicates, les oxydes métalliques, les carbures ainsi que différents hydrures, sulfures et séléniures réfractaires. Des éléments métalliques et non métalliques ainsi que des sels ioniques comme le NaCl, le CsCl et le ZnS sont présents dans les oxydes tels que Al₂O₃, MgO, SiO₂ et ZrO₂. Les céramiques à liaison covalente, comme le diamant, ainsi que les structures carbonées telles que le graphite et les carbones pyrolyés, font dérogation à cette règle.

Depuis des millénaires, l'homme utilise la poterie en céramique. Jusqu'à une époque récente, leur emploi était quelque peu restreint à cause de leur fragilité intrinsèque, de leur vulnérabilité face aux coupures ou microfissures, ainsi que de leur résistance limitée aux efforts de traction et impacts. Toutefois, au fil des cent dernières années, l'émergence de méthodes révolutionnaires pour la fabrication de céramiques a facilité leur emploi en tant que matériaux technologiques avancés. Récemment, l'homme a réalisé que les céramiques et leurs composites pouvaient aussi servir à renforcer ou à substituer différentes parties du corps, en particulier les os. Par conséquent, les céramiques employées à ces objectifs sont catégorisées comme biocéramiques.

Leur capacité à résister à la compression, leur aspect esthétique et leur relative inertie face aux fluides corporels ont mené à leur adoption en dentisterie pour la fabrication de couronnes dentaires. Des carbones ont été employés en tant qu'implants, notamment dans les applications d'interface avec le sang, telles que les valves cardiaques. Les céramiques, grâce à leur haute résistance spécifique en tant que fibres et leur biocompatibilité, sont également employées

comme éléments de renforcement dans les matériaux composites d'implants et pour des usages de traction tels que les tendons et ligaments synthétiques.

À l'inverse des métaux et des polymères, il est ardu de ciseler les céramiques de par la nature ionique de leur liaison et le nombre restreint de systèmes de glissement. Ces propriétés font que les céramiques ne sont pas ductiles et elles sont à l'origine d'un presque absence de fluage à température ambiante.

Ainsi, les céramiques sont particulièrement vulnérables aux coupures ou microfissures. En effet, contrairement à la déformation plastique (ou limite élastique), elles se brisent de manière élastique dès l'apparition d'une fissure. À l'extrémité de la fissure, la tension peut dépasser plusieurs fois celle du matériau éloigné de ladite pointe, générant ainsi une concentration qui rend le matériau particulièrement vulnérable. Cela complique l'estimation de la résistance à la traction du matériau (céramique). C'est aussi pourquoi les céramiques présentent une résistance à la traction inférieure à leur résistance à la compression.

Une céramique impeccable est extrêmement robuste, même lorsqu'elle est sous contrainte. Les fibres de verre parfaites possèdent une résistance à la traction deux fois plus élevée que celle de l'acier haute résistance (~7 GPa).

En règle générale, les céramiques présentent une certaine dureté ; en effet, l'évaluation de la dureté se fait par comparaison avec celle des matériaux céramiques. Avec un indice de dureté de 10 sur l'échelle de Mohs, le diamant est la céramique la plus dure, tandis que le talc ($Mg_3Si_3O_{10}COH$) est le matériau céramique le plus tendre (dureté Mohs 1). Entre les deux se trouvent des céramiques telles que l'alumine (Al_2O_3 ; dureté 9), le quartz (SiO_2 ; dureté 8) et l'apatite ($Ca_5P_3O_{12}F$; dureté 5), qui ont tous une dureté moyenne. Parmi les autres propriétés des matériaux céramiques, on note (1) leurs températures de fusion élevées et (2) leur conductivité électrique et thermique relativement faible. Ces propriétés sont attribuables aux liaisons chimiques présentes dans les céramiques.

I-1-4-3-biomatériaux polymères :

Les polymères synthétiques sont couramment employés dans divers articles médicaux à usage unique, les prothèses, les matériaux dentaires, les implants, les bandages, les équipements extracorporels, les substances d'encapsulation, les systèmes de délivrance de médicaments polymères ainsi que dans l'ingénierie des tissus et l'orthodontie, y compris celle utilisant des substituts métalliques et céramiques.

I-1-4-4-biomatériaux composites :

Les composites sont des matières solides qui renferment deux ou plusieurs matériaux ou phases distincts à une échelle supérieure à l'échelle atomique. Le terme « composite » est habituellement utilisé pour désigner des matériaux dont les phases distinctes sont séparées à une échelle plus grande que l'échelle atomique, et dont les caractéristiques, comme le module d'élasticité, diffèrent de manière significative comparativement à un matériau homogène. Ainsi, les plastiques renforcés tels que la fibre de verre et les matériaux naturels comme l'os sont perçus comme des composites, à la différence des alliages tels que le laiton. Une mousse est un matériau composite dans lequel l'une des phases présente est un vide.

Les matériaux biologiques naturels sont généralement des composites. Les composites naturels comprennent l'os, le bois, la dentine, le cartilage et la peau. Les mousses naturelles comprennent le poumon, l'os spongieux et le bois. [3]

I-1-5-Traitement des biomatériaux:

Au-delà du type de matériau, la technique de traitement représente une autre option essentielle pour le biologiste. Le procédé peut influencer les caractéristiques globales, comme la robustesse, ainsi que les propriétés de surface des matériaux. Par ailleurs, diverses méthodes de traitement ont été élaborées pour altérer uniquement les caractéristiques physiques ou chimiques de surface sans toucher au reste du matériau. On peut mentionner, entre autres, le dépôt d'un revêtement en céramique sur une prothèse de hanche en métal afin de favoriser son intégration avec l'os environnant, ou encore l'utilisation d'antibiotiques sur un cathéter pour éviter toute infection. Il est aussi nécessaire de procéder au traitement pour conférer à ces matériaux des formes particulières. La configuration du matériau influence la surface accessible, ce qui peut par conséquent avoir un impact sur les caractéristiques de décomposition et la réaction biologique. Les caractéristiques du tissu à substituer dictent fréquemment la forme de l'implant. Par exemple, les biomatériaux peuvent être produits en feuilles pour des applications cutanées, en cylindres pour des greffes vasculaires, ou sous forme de sphère et de récipient pour les prothèses de hanche.

I-1-5-1-Les propriétés des biomatériaux :

La sélection du biomatériaux et des méthodes de traitement appropriées pour un usage spécifique dépend essentiellement des caractéristiques de décomposition, de surface et de volume du matériau. Comme précisé ci-dessous, chacun de ces paramètres impacte directement la réaction biologique ; ce sont donc les points les plus cruciaux à considérer lors de l'élaboration d'un biomatériaux idéal pour un type d'implant spécifique.

I-1-5-2-Propriétés dégradables des biomatériaux :

La dégradation in vivo de l'implant est influencée par sa forme, sa taille, son positionnement dans le corps, ainsi que les caractéristiques chimiques, physiques et mécaniques du biomatériaux en volume et en surface. Malgré une température et un pH des fluides corporels généralement cléments, en cas d'inflammation, des cellules peuvent être appelées dans la région et générer des composés actifs qui transforment l'endroit en un milieu hostile, favorisant de ce fait la détérioration du matériau.

La décomposition peut constituer un effet indésirable de l'implantation, ou être intrinsèque à la composition chimique du biomatériaux. On examine actuellement ces matériaux biodégradables pour leur potentiel en tant que vecteurs de cellules et de facteurs bioactifs dans le domaine de l'ingénierie tissulaire. Que la dégradation soit voulue ou non, le temps avant rupture (stabilité environnementale) est essentiel pour la conception de l'implant. En outre, il convient d'évaluer la biocompatibilité des produits de dégradation ainsi que celle du matériau dans son état intact. L'évaluation précise de la durée de dégradation du biomatériaux et d'une éventuelle réaction inflammatoire nécessite souvent des tests in vivo, car le degré et la nature de la dégradation sont fortement influencés par les critères chimiques et mécaniques du lieu d'application.

I-1-5-3-Propriétés de surface des biomatériaux :

Sur le plan mécaniste, la réaction biologique à un matériau est fortement déterminée par les protéines qui s'attachent à celui-ci (qui s'y adsorbent). Les caractéristiques de surface des biomatériaux conditionnent l'adsorption des protéines, ce qui en fait un facteur crucial pour le spécialiste du biomatériaux. On définit la surface d'un matériau comme les quelques couches atomiques qui se situent à l'extérieur de l'objet. Les caractéristiques de surface peuvent varier par rapport à celles du reste du matériau (la masse) en raison de traitements spécifiques qui n'affectent que les couches superficielles du matériau, ou suite à des interactions avec les cellules et les protéines corporelles.

Les caractéristiques chimiques et physiques relèvent des propriétés de surface. Un exemple de caractéristique chimique de surface est l'hydrophobicité. Un matériau hydrophobe (signifiant littéralement « qui a peur de l'eau ») renferme plusieurs groupes chimiques qui n'ont pas d'interaction favorable avec l'eau. Par contre, les matériaux hydrophiles (qui ont une préférence pour l'eau) montrent une affinité à l'égard de celle-ci. L'un des facteurs primordiaux influençant l'adsorption des protéines sur un biomatériaux en environnement aqueux, semblable à celui observé *in vivo*, est l'hydrophobicité. Des caractéristiques physiques de surface, comme la rugosité, affectent également la réaction des protéines et des cellules face à un biomatériaux. Une surface de texture irrégulière, résultant potentiellement d'un mélange de procédés chimiques et de traitement, peut capturer les éléments biologiques au niveau du dispositif médical, ce qui modifie les échanges entre le biomatériaux et les tissus adjacents.

I-1-5-4-Propriétés globales des biomatériaux :

La biocompatibilité globale dépend également en partie des propriétés du matériau.

En outre, c'est fréquemment le critère le plus crucial pour évaluer la compatibilité de certains matériaux avec des applications particulières. Dans la réaction inflammatoire initiale, les attributs du matériau pourraient avoir une importance inférieure à celle des propriétés de surface. Toutefois, leur influence à long terme est significative puisqu'un biomatériaux dont les caractéristiques ne sont pas adéquates conduira très probablement à une panne de l'appareil. Les propriétés mécaniques, physiques et la composition chimique sont des aspects qui caractérisent les biomatériaux. Les caractéristiques mécaniques comme la résistance et la rigidité sont cruciales puisqu'elles doivent, dans la mesure du possible, s'aligner avec celles du tissu à substituer. Pour être plus précis, les tissus peuvent exposer des caractéristiques mécaniques considérablement variables en fonction des orientations (anisotropie). Ceci est attribué à la fonction spécifique que possèdent de nombreux tissus. Par exemple, un os long de la jambe peut supporter un poids plus important sur toute sa longueur plutôt que dans d'autres directions, car c'est à cet endroit que la plupart des forces se concentrent lors de la marche ou de la posture debout. Ainsi, même si les demandes mécaniques d'un site spécifique peuvent être compliquées, elles doivent être considérées lors de la sélection d'une alternative appropriée. Par ailleurs, les caractéristiques de fatigue sont essentielles, car de nombreux implants doivent être capables de résister à des charges répétées pour imiter la fonction désirée au sein du corps. Par exemple, chez une personne moyenne, les valves cardiaques se dilatent plus de 40 millions de fois par an, rendant ainsi les caractéristiques de fatigue des matériaux un critère essentiel lors du choix des matériaux pour la fabrication de valves cardiaques artificielles.

Les caractéristiques physiques et chimiques des matériaux exercent une forte influence sur leurs propriétés mécaniques. Les propriétés physiques globales englobent la cristallinité et les changements thermiques, comme le point de fusion, par exemple. La cristallinité joue un rôle crucial, non seulement par rapport aux caractéristiques mécaniques, mais aussi en ce qu'elle influence l'absorption d'eau. Cela peut affecter les propriétés de décomposition du biomatériau ainsi que ses interactions avec les cellules et les protéines adjacentes. Des éléments de transition, comme le point de fusion, sont aussi essentiels, car il est impératif que le biomatériau conserve sa stabilité à la température du corps sur une durée étendue.

Les autres caractéristiques globales d'un biomatériau sont dictées par sa composition chimique, de la même manière que la chimie de sa surface influence plusieurs propriétés de surface. Tout comme pour la surface, l'un des traits distinctifs chimiques du matériau dans son ensemble est son niveau d'hydrophobie. De multiples caractéristiques chimiques se situent au niveau le plus basique. [1]

I-2-Utilisations des biomatériaux:

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique :

Ophtalmologie :

- Lentilles (souvent exclues du domaine pour cause de brièveté du contact)
- Implants
- Coussinets de récupération
- Produits visqueux de chambre postérieure



Figure I. 1. Lentilles

Odontologie – stomatologie :

- Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux.
- Traitements prophylactiques.
- Orthodontie.
- Traitement du parodonte et de la pulpe.
- Implants.
- Reconstruction maxillo-faciale.



Figure I. 2. Implants dentaires

Chirurgie orthopédique :

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, cheville, épaule...).
- Orthèses et cartilage.
- Ligaments et tendons artificiels.
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme.
- Chirurgie du rachis.
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches, ...).
- Matériaux de comblement osseux injectable.

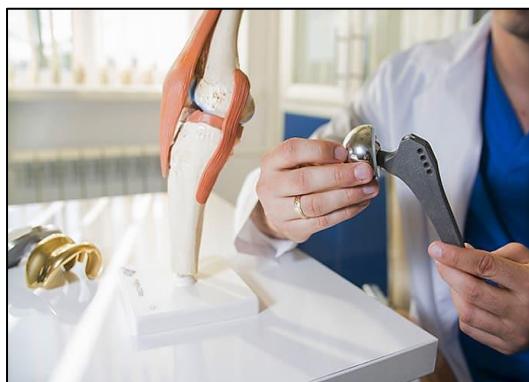


Figure I. 3. Prothèse de hanche.

Cardiovasculaire :

- Valves cardiaques.
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...).
- Cœur artificiel.
- Assistance ventriculaire.
- Stimulateurs cardiaques.
- Prothèses vasculaires.
- Matériels pour angioplastie liminale coronarienne et stents.

- Cathéters end veineux.



Figure I. 4. Cœur artificiel.

Endocrinologie-chronothérapie :

- Pancréas artificiel.
- Pompes portables et implantables.
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments.
- Biocapteurs.



Figure I. 5. Pancréas artificiel

Chirurgie esthétique :

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique.
- Produit d'agrandissement de sein.

Chirurgie générale et divers :

- Drains de chirurgie.
- Colles tissulaires.
- Peau artificielle.
- Produits de contraste.
- Produits pour embolisation et radiologie interventionnelle. [4]



Figure I. 6. Peau artificielle

I-3-Le zinc :



Figure I. 7. Zinc

I-3-1- Les caractéristiques du zinc :

Le zinc est un métal non ferreux dérivé de minerais riches en blende (sulfate de zinc). À haute température, ce métal lourd présente une malléabilité qui le rend parfait pour la fabrication d'alliages. En tant que conducteur thermique et électrique de qualité supérieure, il est également reconnu pour sa forte résistance à la corrosion et son entretien simplifié.

Récemment, le zinc a commencé à être employé dans la fabrication de toits, devenant ainsi son application prédominante dans l'industrie de la construction actuelle. Si cette option est relativement récente, c'est parce que le zinc pur est assez sensible à l'air et perd rapidement de son éclat. Cependant, les producteurs ont réussi à développer une formule qui favorise la création de toitures durables et d'une grande esthétique. Effectivement, de plus, une toiture en zinc est non seulement respectueuse de l'environnement, mais elle a également une longévité moyenne de 50 à 100 ans.

Cependant, l'installation d'une toiture en zinc a un prix, avec une estimation de 50 à 150 euros par mètre carré. Le zinc naturel est le plus économique, tandis que le zinc pré patiné et le zinc laqué sont considérablement plus chers.

Tableau I. 1. Les caractéristiques de zinc « matweb.com »

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.10 g/cc	0.257 lb/in ³	
Chemical Properties	Metric	English	Comments
Atomic Mass	65.39	65.39	1995
Atomic Number	30	30	
Thermal Neutron Cross Section	1.06 barns/atom	1.06 barns/atom	
X-ray Absorption Edge	1.283 Å	1.283 Å	K
	10.33 Å	10.33 Å	L _I
	11.8395 Å	11.8395 Å	L _{II}
	12.1055 Å	12.1055 Å	L _{III}
Electrode Potential	-0.760 V	-0.760 V	
Electronegativity	1.65	1.65	Pauling
Ionic Radius	0.740 Å	0.740 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +2
	0.880 Å	0.880 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +1
Electrochemical Equivalent	1.219 g/A/h	1.219 g/A/h	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Vickers	30	30	
Tensile Strength, Ultimate	37.0 MPa	5370 psi	cast sample
Modulus of Elasticity	96.5 GPa	14000 ksi	
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	0.000005916 ohm-cm	0.000005916 ohm-cm	
Magnetic Susceptibility	-1.74e-7	-1.74e-7	cgs/g
Critical Magnetic Field Strength, Oersted	53.97 - 54.03	53.97 - 54.03	
Critical Superconducting Temperature	0.840 - 0.860 K	0.840 - 0.860 K	
Thermal Properties	Metric	English	Comments
Heat of Fusion	110 J/g	47.3 BTU/lb	
Heat of Vaporization	1754 J/g	754.6 BTU/lb	
CTE, linear	31.2 µm/m-°C @Temperature 20.0 - 100 °C	17.3 µin/in-°F @Temperature 68.0 - 212 °F	
Specific Heat Capacity	0.3898 J/g-°C	0.09316 BTU/lb-°F	
Thermal Conductivity	112.2 W/m-K	778.7 BTU-in/hr-ft ² -°F	

Melting Point	419.58 °C	787.24 °F	
Boiling Point	907 °C	1660 °F	
Optical Properties			
Emissivity (0-1)	0.050 @Temperature 300 °C	0.050 @Temperature 572 °F	unoxidized or oxidized
Component Elements Properties			
Zinc, Zn	100 %	100 %	
Descriptive Properties			
CAS Number	7440-66-6		

I-3-2-Les avantages de ce matériau :

Le zinc est un métal aux nombreuses qualités :

- **Le zinc est facile à travailler** : il est relativement léger et très malléable, ce qui permet de le travailler aisément. Il peut être posé n'importe où et facilement adapté à des formes et architectures particulières.
- **Le zinc est facile à entretenir** : le zinc n'absorbe pas l'eau et résiste à la corrosion. Il est donc facile à entretenir.
- **Le zinc est esthétique** : sa couleur gris anthracite aux reflets bleutés lui donne un bel aspect, idéal pour réaliser une jolie toiture et des gouttières élégantes pour sa maison.
- **Le zinc est étanche** : un critère idéal pour la conception des toitures, à condition qu'il soit bien posé.
- **Le zinc est durable** : ce matériau a une longue durée de vie (comptez 50 à 100 ans pour votre toiture et vos équipements en zinc).
- **Le zinc est écologique** : cet extrait de minerai est entièrement recyclable et respectueux de l'environnement.

Il est également à noter que si vous souhaitez installer une toiture en zinc sur votre maison, elle sera compatible avec l'installation de panneaux photovoltaïques.

I-3-3-Les inconvénients du zinc :

Si le zinc a des atouts, ce matériau peut également présenter des désavantages :

Le zinc ne peut être posé que par un professionnel : que vous optiez pour une toiture en zinc ou tout autre équipement composé de ce matériau, vous devrez faire appel à un professionnel, car il ne peut être travaillé sans les outils et les techniques adéquats.

- **Le zinc est onéreux** : ce matériau coûte cher à l'achat. S'il faut compter 80 euros par mètre carré en moyenne pour une feuille de zinc standard, vous serez contraint de faire appel à un pro et de payer la main d'œuvre, ce qui fait bien souvent monter en flèche le montant de la facture.
- **Le zinc est un mauvais isolant** : étant un excellent conducteur thermique et électrique, c'est un mauvais isolant thermique et acoustique. Il est donc indispensable d'ajouter un isolant adapté et compatible lorsque l'on pose du zinc chez soi, pour une toiture ou tout

autre équipement. Dans le cas contraire, les déperditions énergétiques ne seront pas négligeables et vous entendrez fortement le clapotis de la pluie dès qu'elle tombera sur votre jolie toiture.

- **Le zinc n'est pas compatible avec toutes les charpentes** : si vous souhaitez poser une toiture en zinc sur votre maison, sachez que cela sera déconseillé sur une charpente en acier carbone, en plâtre, en chaux, en ciment et en bois de chêne, de mélèze et de châtaignier.

I-4-Magnésium :



Figure I. 8. Magnésium

Tableau I. 2. Les caractéristiques de magnésium « matweb.com »

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.74 g/cc	0.0629 lb/in ³	
Viscosity 	1.13 cP @Temperature 700 °C	1.13 cP @Temperature 1290 °F	
	1.23 cP @Temperature 650 °C	1.23 cP @Temperature 1200 °F	
a Lattice Constant	3.209 Å	3.209 Å	
c Lattice Constant	5.211 Å	5.211 Å	
Vapor Pressure 	1.51987e-020 bar @Temperature 25.000 °C	1.00e-17 torr @Temperature 77.000 °F	
	5.27e-14 bar @Temperature 127 °C	3.95e-11 torr @Temperature 260 °F	
	0.00360 bar @Temperature 650 °C	2.70 torr @Temperature 1200 °F	solid and liquid
Chemical Properties	Metric	English	Comments
Atomic Mass	24.3050	24.3050	1995
Atomic Number	12	12	
Thermal Neutron Cross Section	0.060 barns/atom	0.060 barns/atom	
X-ray Absorption Edge	9.5117 Å	9.5117 Å	K

	197.39 Å	197.39 Å	L _I
	247.92 Å	247.92 Å	L _{II}
	247.92 Å	247.92 Å	L _{III}
Electrode Potential	-2.37 V	-2.37 V	
Electronegativity	1.31	1.31	Pauling
Ionic Radius	0.660 Å	0.660 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +2
	0.820 Å	0.820 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +1
Electrochemical Equivalent	0.454 g/A/h	0.454 g/A/h	

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	35	35	500 kg load/10 mm ball
Tensile Strength, Ultimate	165 - 205 MPa	23900 - 29700 psi	
Tensile Strength, Yield	69.0 - 105 MPa	10000 - 15200 psi	
Elongation at Break	5.0 - 8.0 %	5.0 - 8.0 %	
Modulus of Elasticity	44.0 GPa	6380 ksi	
Compressive Yield Strength	34.0 - 55.0 MPa	4930 - 7980 psi	
Poissons Ratio	0.35	0.35	
Shear Modulus	16.3 GPa	2360 ksi	Calculated
Coefficient of Friction	0.36	0.36	versus magnesium at 20°C

Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	0.00000460 ohm-cm	0.00000460 ohm-cm	
Magnetic Permeability	1.00001	1.00001	
Magnetic Susceptibility	5.5e-7	5.5e-7	cgs/g

Thermal Properties	Metric	English	Comments
Heat of Fusion	371.8 J/g	159.9 BTU/lb	
Heat of Vaporization	4760 J/g	2050 BTU/lb	
CTE, linear 	26.1 $\mu\text{m}/\text{m} \cdot ^\circ\text{C}$ @Temperature 20.0 - 100 $^\circ\text{C}$	14.5 $\mu\text{in}/\text{in} \cdot ^\circ\text{F}$ @Temperature 68.0 - 212 $^\circ\text{F}$	
	27.2 $\mu\text{m}/\text{m} \cdot ^\circ\text{C}$ @Temperature 250 $^\circ\text{C}$	15.1 $\mu\text{in}/\text{in} \cdot ^\circ\text{F}$ @Temperature 482 $^\circ\text{F}$	
	29.6 $\mu\text{m}/\text{m} \cdot ^\circ\text{C}$ @Temperature 500 $^\circ\text{C}$	16.4 $\mu\text{in}/\text{in} \cdot ^\circ\text{F}$ @Temperature 932 $^\circ\text{F}$	
Specific Heat Capacity	1.025 J/g- $^\circ\text{C}$	0.2450 BTU/lb- $^\circ\text{F}$	
Thermal Conductivity	159 W/m-K	1100 BTU-in/hr-ft ² - $^\circ\text{F}$	
Melting Point	648.3 - 649.3 $^\circ\text{C}$	1199 - 1201 $^\circ\text{F}$	
Boiling Point	1090 $^\circ\text{C}$	1990 $^\circ\text{F}$	

Optical Properties	Metric	English	Comments

Emissivity (0-1)	0.070 @Temperature 22.0 °C	0.070 @Temperature 71.6 °F	
Reflection Coefficient, Visible (0-1)	0.74	0.74	at 1.00 micron
	0.72 - 0.77	0.72 - 0.77	at 500 nm
	0.80	0.80	at 3.0 micron
	0.93	0.93	at 9.0 micron
<hr/>			
Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Magnesium, Mg	100 %	100 %	
<hr/>			
Descriptive Properties			
CAS Number	7439-95-4		

Élément chimique, métallique, symbole: Mg, situé dans le groupe IIa dans la table périodique, nombre atomique: poids 12, atomique: 24.312. Le magnésium est blanc argenté et très léger. Sa densité relative est de 1.74 et sa densité est 1740 kg/m³ (0.063 lb/in³ or 108.6 lb/ft³). Le magnésium est connu depuis longtemps comme métal structural léger dans l'industrie, causé par son poids faible et sa capacité à former des alliages mécaniquement résistants.

Avec une densité de seulement deux tiers de l'aluminium, il a des applications innombrables dans les cas où la réduction de poids est importante. Il a également beaucoup de propriétés chimiques et métallurgiques utiles, qui le rende approprié pour beaucoup d'autres applications non-structurales.

Il est très abondant dans la nature, et il est trouvé en quantité importante dans beaucoup de minérais rocheux, comme la dolomite, la magnétite, l'olivine et la serpentine. Il est également trouvé dans l'eau de mer, les saumures souterraines et les couches salées. C'est le troisième métal structural le plus abondant dans la croûte terrestre, seulement précédé par l'aluminium et le fer.

Le magnésium est très chimiquement actif, il remplace l'hydrogène dans l'eau bouillante et un grand nombre de métaux peuvent être produits par la réduction thermique des sels et formes oxydées du magnésium. Il réagit avec la plupart des non-métaux et presque chaque acide. Le magnésium réagit seulement légèrement ou presque pas avec la plupart des alcalins et des substances organiques, comme les hydrocarbures, les aldéhydes, les alcools, les phénols, les amines, les esters et la plupart des huiles. Utilisé comme catalyseur, le magnésium favorise des réactions organiques de condensation, de réduction, d'addition et de deshalogénération. Il a été employé pendant longtemps pour synthétiser les composants organiques spéciaux et complexes par la réaction bien connue de Grignard. Les ingrédients principaux des alliages sont: aluminium, manganèse, zirconium, zinc, métaux de terres rares et thorium. [5]

Les composants du magnésium sont largement répandus dans l'industrie et l'agriculture.

I-4-1-Effets du magnésium sur la santé :

Effets d'exposition à la poudre de magnésium: basse toxicité et non considéré comme dangereux à la santé. Inhalation: la poussière peut irriter les membranes muqueuses ou la région respiratoire supérieure. Yeux: des dommages mécaniques ou la particule peuvent endommager

l'œil. Regarder la poudre brûlante de magnésium sans protection peut avoir comme conséquence le "flash du soudeur", dû à la flamme blanche intense. Peau: les particules peuvent pénétrer dans la peau. Ingestion: peu probable; cependant, l'ingestion de grandes quantités de poudre de magnésium pourrait causer des dommages.

Le magnésium n'a pas été testé, mais il est suspecté d'être cancérogène, mutagène ou tératogène. L'exposition à la vapeur d'oxyde de magnésium suite à la brûlure, à la soudure ou au travail en métal fondu peut avoir comme conséquence les symptômes provisoires suivants: fièvre, froids, nausée, vomissement et douleur de muscle. Ceux-ci se produisent habituellement pendant 4-12 heures après exposition et jusqu'à 48 heures. La vapeur d'oxyde de magnésium est un sous-produit de magnésium brûlant.

Dangers physiques: L'explosion de la poussière est possible si elle est sous la forme de poudre granulaire, mélangée avec de l'air. Si elle est sèche, elle peut être chargé électro statiquement par le transport pneumatique, versant, etc...

Dangers chimiques: La substance peut spontanément prendre feu au contact avec de l'air ou l'humidité produisant les vapeurs irritantes ou toxiques. Réagit violemment avec les oxydants forts. Réagit violemment avec beaucoup de substances causant le risque d'incendie et d'explosion. Réagit avec de l'eau et des acides, formant le gaz d'hydrogène inflammable (voir ICSC0001), entraînant le risque d'incendie et d'explosion.

Premiers Soins: Inhalation: respirez à l'air frais. Yeux: mettre de l'eau abondamment sur les yeux. Consultez un médecin. Peau: lavez avec du savon et arrosez complètement pour enlever des particules. Ingestion: si de grandes quantités de poudre de magnésium sont ingérées, provoquez le vomissement et consultez un médecin.

Note au médecin: aucun traitement ou antidote spécifique. Soin de support recommandé. Le traitement devrait être basé sur les réactions du patient.

I-4-2-Effets du magnésium sur l'environnement :

Il y a peu d'informations disponibles des effets de la vapeur d'oxyde de magnésium sur l'environnement. Si d'autres mammifères inhalent la vapeur d'oxyde de magnésium, ils peuvent souffrir des mêmes effets que les humains.

Sur un spectre environnemental de 0 à 3, la vapeur d'oxyde du magnésium enregistre 0,8. 3 représente un risque très élevé pour l'environnement et 0 un risque négligeable. Les facteurs qui sont pris en considération pour obtenir ce rang incluent l'ampleur de la nature toxique du matériel et/ou de son manque de toxicité, et la mesure de sa capacité à rester actif dans l'environnement et s'ils s'accumulent dans la matière organique. Il ne prend pas en compte l'exposition de la substance.

On ne suspecte pas la poudre de magnésium d'être fortement nocive à l'environnement. On estime la toxicité aquatique de l'oxyde de magnésium à 1000 ppm. "Caractéristiques de qualité de l'eau des matériaux dangereux", du Hann et du Jensen, Enviro. Extrémité. Division, le Texas A&m, vol. 3 (1974). [6]

I-5-L'étain :



Figure I. 9. L'étain

L'étain n'existe pas naturellement sous sa forme métallique, il est principalement extrait du minéral cassitérite. Sa concentration dans la croûte terrestre n'est pas abondante, il peut donc être qualifié de métal rare.

L'étain résiste bien à la corrosion de l'eau douce ou de mer, par contre il ne résiste pas aux acides forts. A l'air ambiant, il s'oxyde très lentement.

L'étain possède un point de fusion assez bas pour un métal, celui-ci est de 232°C. En plus de ce point de fusion bas, il possède une bonne qualité de conducteur électrique.

Ces qualités font que l'étain est irremplaçable comme élément d'alliage pour la soudure, et plus particulièrement pour la soudure de composants électroniques. [7]

Tableau I. 3. Les caractéristiques de l'étain.

Numéro atomique	50
Masse atomique	118,69 g.mol ⁻¹
Electronégativité de Pauling	1,8
Masse volumique	7,3 g.cm ⁻³ à 20°C (beta) et 5,77g.cm ⁻³ (alpha)
Température de Fusion	232 °C
Température d'ébullition	2270 °C
Rayon atomique (Van der Waals)	0,162 nm
Rayon ionique	0,112 nm (+2) ; 0,070 nm (+4)
Isotopes	10
Configuration électronique	[Kr] 4d ¹⁰ 5s ² 5p ²
Energie de première ionisation	708,4 kJ.mol ⁻¹
Energie de deuxième ionisation	1411,4 kJ.mol ⁻¹
Energie de troisième ionisation	2942,2 kJ.mol ⁻¹
Energie de quatrième ionisation	3929,3 kJ.mol ⁻¹
Potentiel standard	- 0,136 V (Sn ²⁺ / Sn)
Découverte :	L'étain est un des plus vieux éléments connus. Il y est fait référence dans l'ancien testament

I-5-2-Effets de l'étain sur la santé :

L'étain est principalement utilisé dans diverses substances organiques. Les liaisons étain-produit organique sont les formes les plus dangereuses d'étain pour l'homme. Malgré le danger, ces produits sont utilisés dans un grand nombre d'industries telle que l'industrie de la peinture et l'industrie du plastique et dans l'agriculture (pesticides). Le nombre d'application des substances organiques avec de l'étain ne cesse d'augmenter malgré le fait que l'on connaît les conséquences d'un empoisonnement à l'étain.

Les effets de ces substances peuvent varier. Ils dépendent du type de substance et de l'organisme qui est exposé. Le triéthylétain est la substance organique avec de l'étain la plus dangereuse pour l'homme. Elle a des liaisons hydrogènes relativement courtes. Lorsque les liaisons hydrogènes sont plus longues, ces substances sont moins dangereuses pour l'homme. On peut absorber des composés à base d'étain par l'intermédiaire de la nourriture, en respirant et par contact avec la peau.

L'absorption de composé d'étain peut provoquer des effets immédiats et des effets à long terme.

Les effets immédiats sont:

- Irritations des yeux et de la peau.
- Maux de tête
- Maux d'estomac
- Nausées et Vertiges
- Transpiration importante
- Dyspnée (essoufflements)
- Problèmes d'urination

Les effets à long terme sont:

- Dépressions
- Dommages au foie
- Dysfonctionnement du système immunitaire
- Altération des chromosomes
- Carence en globules rouges
- Dommages au cerveau (causant colère, désordre du sommeil, problème de mémoire et maux de tête)

I-5-3-Effets de l'étain sur l'environnement :

L'étain en tant qu'atome seul ou molécule n'est pas très toxique, la forme toxique est la forme organique de l'étain. Les composés organiques de l'étain peuvent rester dans l'environnement pendant de longues périodes. Ils sont très résistants et peu biodégradables. Les micro-organismes ont beaucoup de mal à décomposer les composés organiques de l'étain qui se sont accumulés dans les sols pendant des années. De ce fait, la concentration de ce type de composé ne cesse d'augmenter.

Ces composés peuvent se diffuser dans les étendues d'eau quand ils sont adsorbés sur des particules de boue. Ils sont connus pour provoquer beaucoup de mal à l'écosystème aquatique car ils sont toxiques pour les mycètes, les algues et le phytoplancton. Le phytoplancton est un lien très important dans l'écosystème aquatique car il fournit l'oxygène aux autres organismes de l'eau. C'est aussi une partie importante de la chaîne alimentaire aquatique.

Il y a beaucoup de types différents de composés organiques avec de l'étain et ils peuvent beaucoup varier en toxicité. Le tributylétain est le plus toxique pour les poissons et les mycètes, tandis que le triphylle-étain est beaucoup plus toxique pour le phytoplancton.

Les composés organiques avec de l'étain sont connus pour perturber la croissance, la reproduction, les systèmes enzymatiques, des organismes aquatiques. L'exposition a lieu en général dans la couche supérieure de l'eau, car c'est là que les composés organiques de l'étain s'accumulent. [8]

I-6-Propriétés des alliages de zinc :

Les alliages de zinc présentent une combinaison de propriétés qui les rendent attrayants pour diverses applications :

➤ **Propriétés mécaniques:**

- Résistance élevée à la traction (jusqu'à 400 MPa).
- Bonne dureté (80-120 HB).
- Excellente stabilité dimensionnelle.
- Bonne résistance aux chocs.

➤ **Propriétés physiques:**

- Point de fusion bas (environ 380-390°C ou 716-734°F).
- Conductivité thermique et électrique élevée.
- Bonne fluidité pour le moulage.
- Densité relativement faible (6,6-7,1 g/cm³).

➤ **Résistance à la corrosion:**

- Excellente résistance à la corrosion dans les conditions atmosphériques
- Bonne résistance à l'eau, aux alcalis et aux produits chimiques organiques
Sensible aux environnements acides

Les propriétés spécifiques d'un alliage de zinc peuvent être adaptées en ajustant la composition et le processus de fabrication pour répondre aux exigences d'une application particulière. Cette polyvalence a fait des alliages de zinc un choix populaire dans diverses industries, notamment l'automobile, l'électricité, la construction et les biens de consommation. [9]

Bibliographie:

- [1]: BIOMATERIALS The Intersection of Biology and Materials Science edited by Johnna S. Temenoff and Antonios G. Mikos.
- [2]: Sujata V. Bhat (auth.)-Biomaterials-Springer Netherlands (2002).
- [3]: Biomaterials : PRINCIPLES and APPLICATIONS edited by JOON B. PARK And JOSEPH D. BRONZINO.
- [4]: https://www.researchgate.net/publication/363701261_Chapitre_1_-options_generales_sur_les biomateriaux. **Consulté le** : 17/03/2025.
- [5]: <https://bricoleurpro.ouest-france.fr/dossier-732-zinc.html>. **Consulté le** : 17/03/2025.
- [6]: <https://www.lenntech.fr/periodique/elements/mg.htm>. **Consulté le** : 17/03/2025.
- [7]: <https://metaux-precieux.valorema.com/etain>. **Consulté le** : 05/05/2025.
- [8]: <https://www.lenntech.fr/periodique/elements/sn.htm>. **Consulté le** : 05/05/2025.
- [9]: <https://moldiecasting.com/fr/blog/understanding-zinc-alloys-properties-and-applications/>. **Consulté le** : 05/05/2025.

Chapitre 2:

Matériaux et méthodes

expérimentales

II.1 Matériaux :

Notre travail porte sur l'étude des propriétés structurales, mécaniques et électrochimiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn, élaborés à l'aide d'un four à arc. L'élaboration a été réalisée à partir d'éléments purs ($\geq 99,99\%$) de Zn, Mg et Sn sous forme de copeaux. La fusion a été effectuée à 650 °C sous atmosphère contrôlée. Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Sn sont présentés par le tableau suivant :

Tableau II. 1. Les caractéristiques des trois éléments Zn, Mg et Sn

éléments	Zn	Mg	Sn
Numéro atomique	30	12	50
Masse atomique (g/mol)	65.37	24.305	118.710
Réseau cristallin	Hc	Hc	Tc
Point de fusion (°C)	419.5	650	231.928
Point d'ébullition (°C)	907	1091	2602
Densité (g/cm3)	6.92	1.738	7.29
Conductivité thermique W·m-1·K-1	116	156	66.6
Module d'élasticité (GPa)	108	45	50
Limite d'élasticité R0,2 (MPa)	110	150	50

II.2 Traitements thermiques :

Après la fusion, les alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn élaborés ont été soumis à un traitement d'homogénéisation à 350 °C pendant 24 heures dans un four à moufle (**figure II.1**). 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 II. 1. Four de traitements thermique

II.3 Observations métallographiques :

Les échantillons ont été soumis à une étude microstructurale à l'aide d'un microscope optique. Ils ont été préalablement polis mécaniquement avec différents papiers abrasifs (600, 800, 1000, 1200, 2400) à l'aide d'une polisseuse (**figure II.2**), puis attaqués chimiquement avec du Nital 4 % (4 ml d'acide nitrique HNO₃ + 96 ml d'alcool éthylique). Le microscope utilisé pour cette étude est un modèle Nikon ECLIPSE LV 100ND, et les images des échantillons ont été capturées numériquement avec une caméra Nikon DS-Fi2 (**figure II.3**).



Figure II. 2. Polisseuse



Figure II. 3. Microscope optique

II.4. 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 micromètre 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-Sn avant et après traitements thermiques a été étudié en utilisant un tribomètre bille-disque de type Tribomètre 4.4U Marque CSM Instrument.

Les paramètres d'essai sont :

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

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.



Figure II. 4. Tribomètre bille-disque

II.5. Rugosimètre :

En général, la rugosité de la surface est mesurée à l'aide de profilomètres. La méthode la plus courante pour étudier les caractéristiques de texture de surface est le profilomètre à palpeur de contact et/ou sans contact.

La topographie est déterminée par un profilomètre sans contact à haute résolution. Les principaux composants du système sont un capteur de lumière blanche et un système de mouvement X et Y sur une plate-forme en granit. Les capteurs de lumière blanche chromatique combinent haute précision et haute vitesse de mesure. Les capteurs sont disponibles avec une résolution jusqu'à 3 nm et une plage de mesure jusqu'à 12 mm. Le système peut balayer une zone maximale de 150 mm x 150 mm. Le logiciel unique Cyber Technologies offre une analyse de métrologie de surface sophistiquée et des routines de mesure automatisées [1]. **La Figure II.5** illustre le profilomètre utilisé.

L'état de surface des échantillons a été caractérisé par la mesure du paramètre Ra « appelé rugosité moyenne » en employant un seul type de rugosimètre est tridimensionnel (sans contact) type cyber technologies-CT 100. On a fait trois (03) mesures pour chaque échantillon pour le profilomètre 3D sur une distance parcourue de l'ordre de 1 mm 2. Les mesures sont réalisées au niveau de centre de recherche au niveau de l'École Nationale Supérieure des Mines et de la Métallurgie, Annaba pour le profilomètre 3D.



Figure II. 5. Profilomètre à palpeur de contact

II.6. Essai de microdureté Vickers :

Les essais de microdureté ont été réalisés sous une charge de 5 N en utilisant un microduromètre de type MXT70 (**figure II.6**) avec un pénétrateur en diamant sous forme de pyramide à base carrée.



Figure II. 6. Microduromètre

II.7. Essais électrochimiques :

Pour étudier le comportement à la corrosion des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn, des mesures de polarisation potentiodynamique et d'impédance électrochimique ont été réalisées dans une solution physiologique de Hank. Ces mesures ont été effectuées à l'aide d'un potentiostat-galvanostat de type Gamry 600 (**figure II.7**), après des immersions d'une heure et 24 heures à une température de 27°C, dans une cellule électrochimique conventionnelle à trois électrodes : une électrode de travail, une contre-électrode en platine et une électrode de référence au calomel saturé. Les courbes de polarisation potentiodynamique ont été obtenues sur une plage de potentiel allant de -600 à +1500 mV, avec une vitesse de balayage de 1 mV/s. Les courbes d'impédance électrochimique ont été tracées sur une plage de fréquences de 100 kHz à 10 mhz, avec une amplitude de signal de 10 mV.



Figure II. 7. Machine de corrosion gamry.



Figure II. 8. cellule chimique.

Bibliographie :

- [1] M. Wolverton, K. Talley, J. Theberge and P. Blau, Friction, lubrication, and wear technology, ASM handbook, vol. 18. Materials Park, ASM International, 1992.

Chapitre 3:

Résultats et

Discussions.

III.1 Introduction

Ce chapitre présente et analyse les résultats obtenus lors d'une étude expérimentale portant sur la caractérisation microstructurale, la résistance à la corrosion et les propriétés tribologiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-Sn. Ces alliages, préparés par fusion, ont été examinés à l'aide de la microscopie optique afin d'identifier les phases microstructurales présentes. Des essais électrochimiques ont ensuite été réalisés dans une solution physiologique de Hank pour évaluer leur comportement face à la corrosion dans un environnement simulé. Enfin, des tests tribologiques, dont des essais d'usure par friction, ont permis d'étudier leur résistance à l'usure sous conditions de frottement.

III.2. Evolution de la microstructure

III.2.1. Les microstructures des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état brut de coulée.

La **Figure III.1** illustre les microstructures des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état initial de solidification, toutes deux montrant une structure dendritique.

Selon le diagramme de phase binaire Zn-Mg, la concentration maximale de magnésium pouvant se dissoudre dans le zinc est d'environ 0,1 % en poids à une température de 364 °C [1-2], et cette solubilité décroît rapidement avec l'augmentation de la température. Ainsi, au-delà de ce seuil, une phase eutectique se développe dans la microstructure en raison de la concentration élevée en magnésium.

a. Alliage Zn-1,5Mg : L'alliage Zn-1,5Mg à l'état brut de coulée présente une structure dendritique, composée de dendrites α -Mg, entourés par une phase eutectique en forme de lamelles. Cette phase lamellaire est formée de $\alpha + \text{Mg}_2\text{Zn}_{11}$.

b. Alliage Zn-1,5Mg-1Sn : L'alliage Zn-1,5Mg-1Sn est distingué par une microstructure plus fine. La microstructure est constituée de dendrites primaires d' α -Zn dispersées dans une matrice eutectique plus sombre composée de $\text{Zn} + \text{Mg}_2\text{Zn}_{11}$. L'incorporation d'étain dans cet alliage conduit à la formation de la phase intermétallique Mg_2Sn [3]. La présence de Mg_2Sn a pour effet de rendre la microstructure globale plus fine et plus homogène. Des études [4] ont démontré que l'incorporation d'étain peut conduire à un affinement de la microstructure des alliages, comme cela a été constaté dans le cas des alliages Mg-Sn. Une recherche a mis en évidence que l'incorporation d'étain dans l'alliage Mg-5Sn avait pour effet de réduire la distance entre les dendrites secondaires, conduisant ainsi à une amélioration des caractéristiques mécaniques de l'alliage.

III.2.1. Etat après traitement d'homogénéisation

Les microstructures des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après un traitement d'homogénéisation à 350°C sont illustrées dans la **Figure III.2**. Ce traitement thermique provoque un affinement marqué de la microstructure des deux alliages, ce qui entraîne la disparition de la phase eutectique présente dans l'état brut de coulée. La structure résultante est

essentiellement composée de deux phases : la matrice α -Zn et la phase intermétallique $Zn_{11}Mg_2$. Concernant l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, l'ajout d'étain favorise la formation d'un autre composé intermétallique, le Mg_2Sn , qui demeure insoluble dans la matrice de zinc pendant l'homogénéisation, ce qui indique sa stabilité à cette température

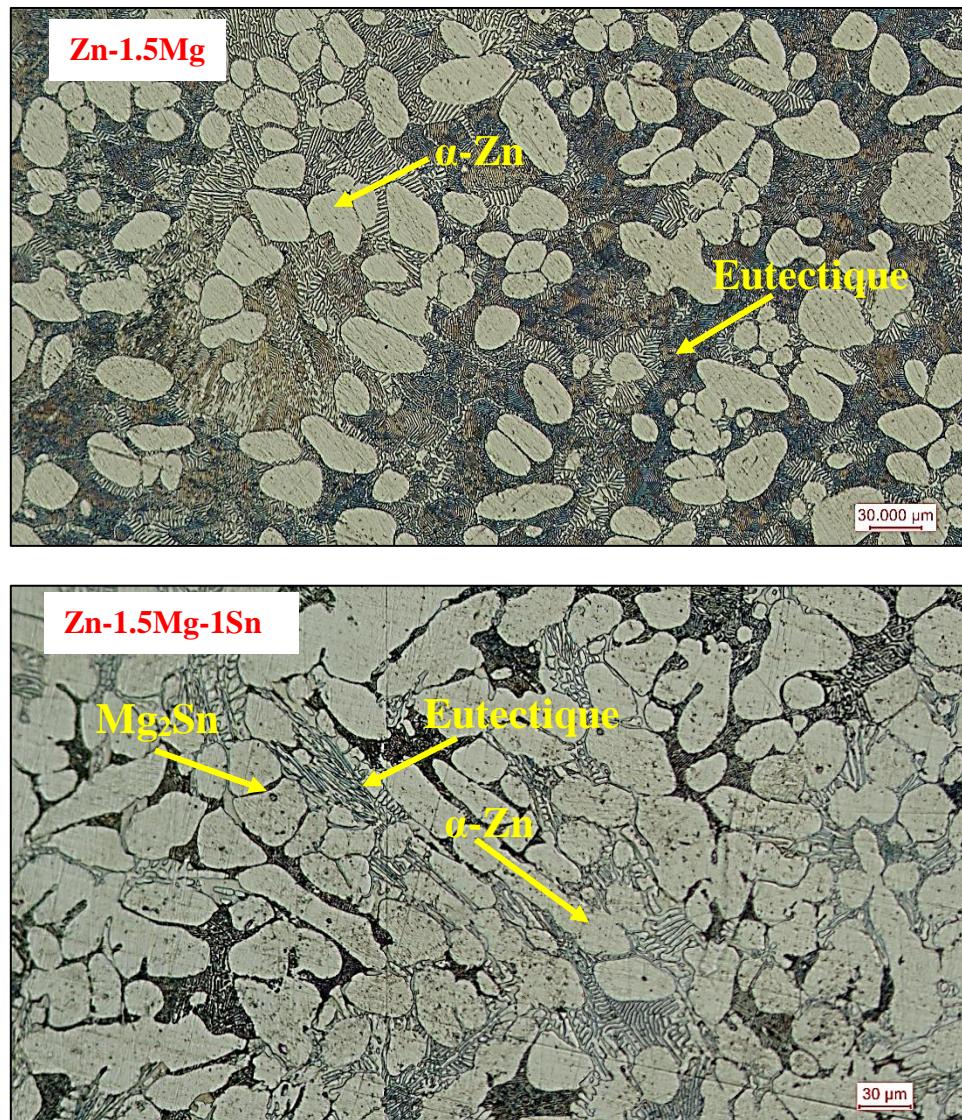


Figure III. 1. Microographies optiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état brut de coulée

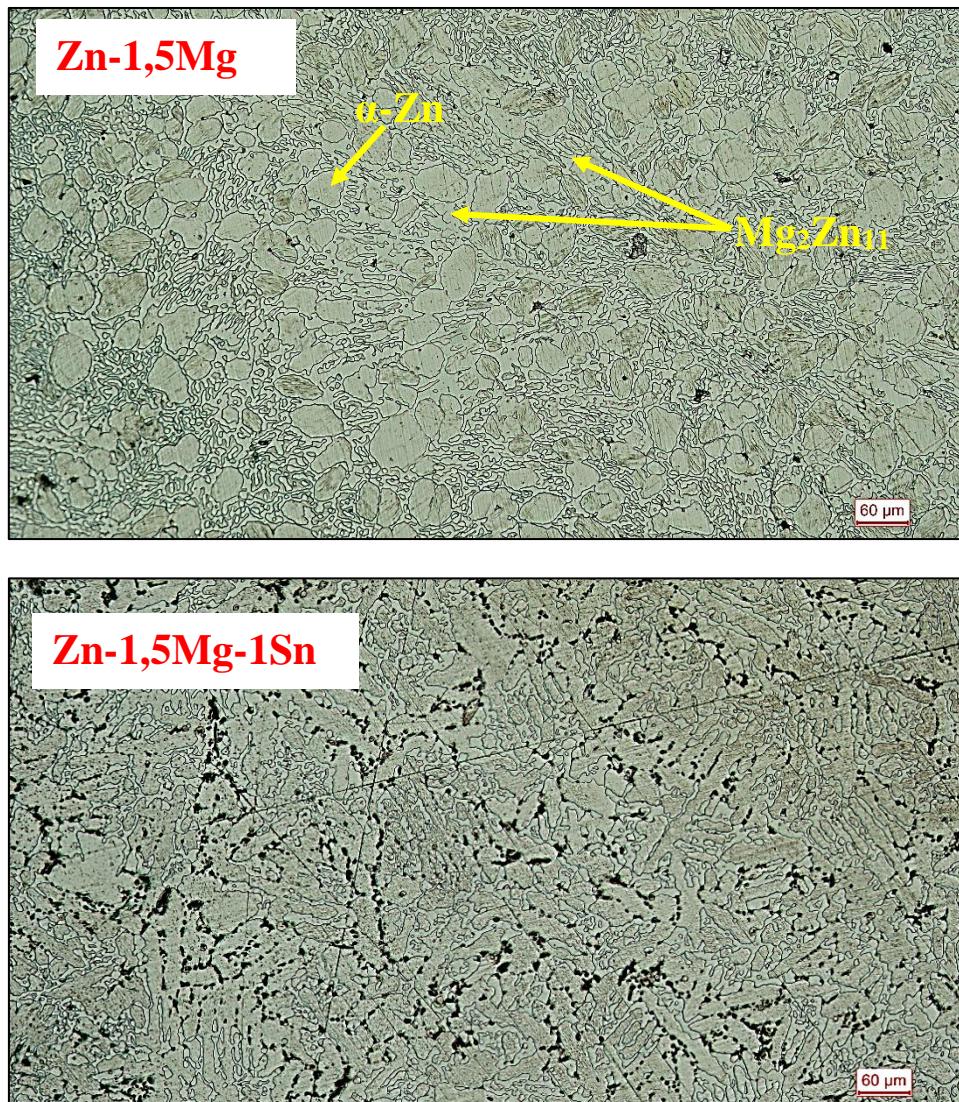


Figure III.2. Microographies optiques à différents grossissements des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après traitement d'homogénéisation.

III.3. Evolution de la microdureté

L'ajout d'étain (Sn) à l'alliage Zn-1,5Mg entraîne une amélioration notable de la microdureté, comme le montre l'histogramme de la **figure III.3** où l'alliage Zn - 1,5 Mg - 1Sn atteint une microdureté d'environ 108 HV0.01, contre 95 HV0.01 pour l'alliage Zn-1,5Mg sans étain. Cette différence de dureté suggère que l'étain joue un rôle significatif dans le renforcement de la matrice métallique, probablement en raison de la formation de la phase intermétallique Mg₂Sn. Cette phase, qui reste insoluble dans la matrice de zinc lors de l'homogénéisation, contribue à augmenter la résistance à la déformation de l'alliage, rendant ainsi le matériau plus dur et plus résistant à l'usure. Cette augmentation de la microdureté pourrait potentiellement améliorer la

performance des alliages dans des applications nécessitant une résistance accrue à la déformation.

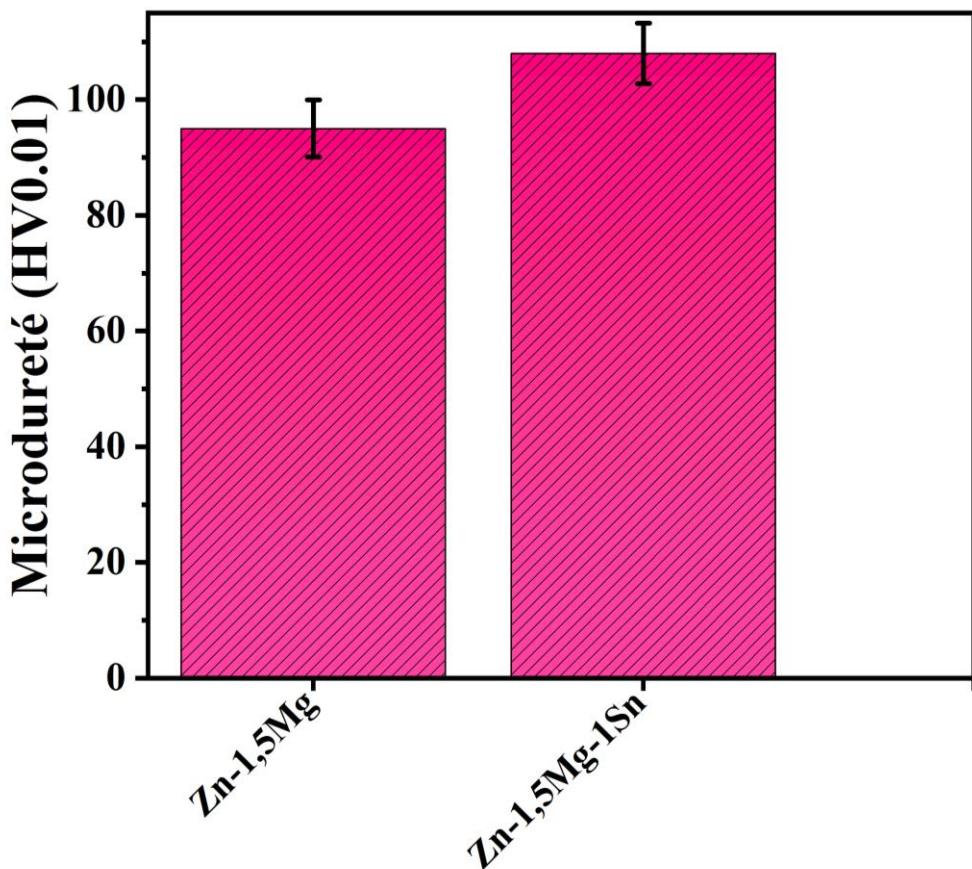


Figure III. 3. Histogrammes comparatifs illustrant la dureté des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn.

III.4 Usure par frottement

La **Figure III.4** présente l'évolution du coefficient de frottement (μ) pour les alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn sur une distance de glissement de 50 m. Le coefficient de frottement est mesuré en fonction de la distance parcourue, et les courbes montrent un comportement distinct selon les alliages.

1. Zone initiale (premiers 10 mètres) :

- Sur les premiers mètres de glissement, on observe une fluctuation importante du coefficient de frottement pour les deux alliages. Ces fluctuations sont caractéristiques du processus de rodage, où les surfaces métalliques en contact interagissent et se façonnent, ce qui entraîne une variation de la friction.

- La courbe de l'alliage Zn-1,5Mg montre une fluctuation plus importante, avec une hausse rapide du coefficient de frottement, avant qu'il ne commence à se stabiliser. Le coefficient de frottement moyen pour cet alliage est de $\mu=0.577$.
- La courbe de l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn montre également des fluctuations, mais avec une tendance à stabiliser légèrement plus tôt que celle de l'alliage sans étain (Zn-1,5Mg). Le coefficient de frottement moyen pour cet alliage est de $\mu=0.433$, ce qui suggère que l'ajout d'étain réduit la friction globale.

2. Stabilisation après le rodage (après 10 mètres) :

- Au fur et à mesure que la distance de glissement augmente, le coefficient de frottement se stabilise pour les deux alliages, ce qui est une indication que le processus de rodage est terminé.
- Les aspérités formées pendant le rodage sont cisailées et se comportent comme un troisième corps, contribuant à réduire l'adhérence et à stabiliser la friction.

3. Comparaison des alliages :

- L'alliage Zn-1,5Mg présente des fluctuations plus importantes tout au long de la distance de glissement, ce qui suggère qu'il pourrait être plus sensible au rodage. Son coefficient de frottement moyen de 0,577 indique une friction relativement plus élevée en comparaison à l'alliage avec étain.
- L'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, en revanche, montre un coefficient de frottement moyen plus faible de 0,433, ce qui suggère que l'ajout d'étain favorise la réduction de la friction, rendant le matériau plus stable après rodage.

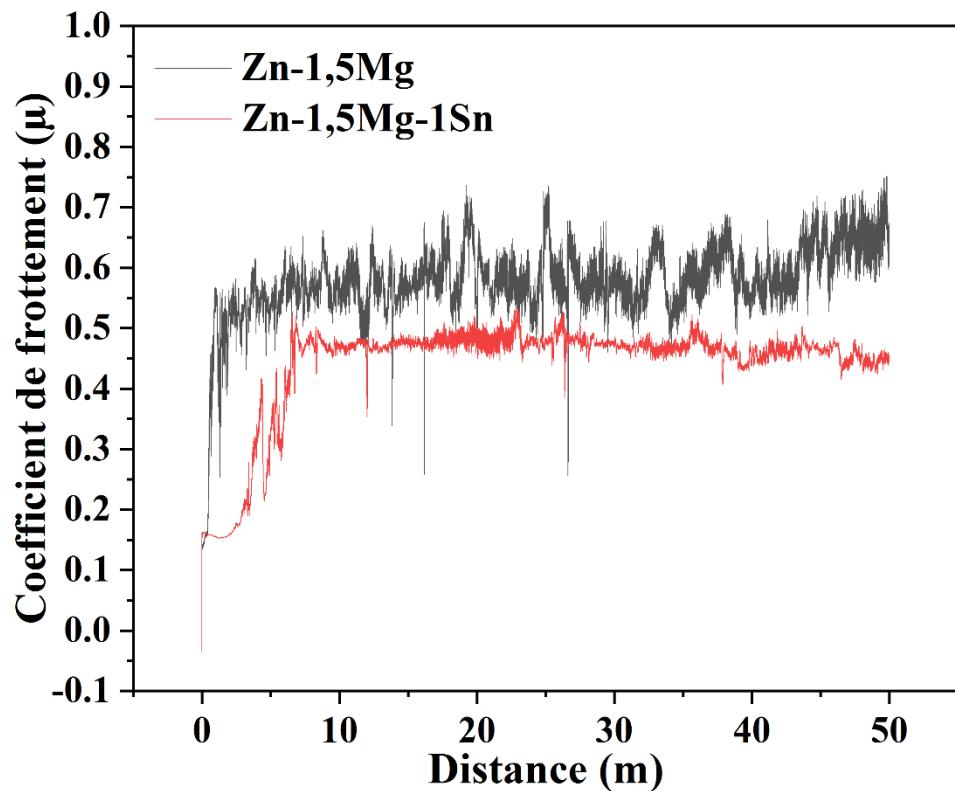


Figure III. 4. Évolution du coefficient de frottement des alliages Zn-0.5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn

La **Figure III. 5** présente une comparaison entre les alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn en termes de coefficient de frottement et de taux d'usure.

1. Coefficient de frottement (μ) :

- ✚ L'alliage Zn-1,5Mg présente un coefficient de frottement moyen de 0,577, tandis que l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn montre un coefficient de frottement moyen de 0,433.
- ✚ Cela représente une réduction d'environ 25% du coefficient de frottement avec l'ajout de 1% d'étain (Sn). Cette diminution suggère que l'addition de l'étain améliore les performances tribologiques en réduisant la friction lors du contact et du glissement des matériaux.

2. Taux d'usure :

- ✚ Le taux d'usure de l'alliage Zn-1,5Mg est d'environ $4,778 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$, tandis que celui de l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn est beaucoup plus faible, soit $0,928 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$.
- ✚ Cela représente une réduction de près de 81% du taux d'usure grâce à l'ajout de 1% d'étain, indiquant que l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn est nettement plus

résistant à l'usure que l'alliage Zn-1,5Mg. Ce phénomène est attribué au durcissement microstructural qui réduit l'enlèvement de matière pendant le frottement.

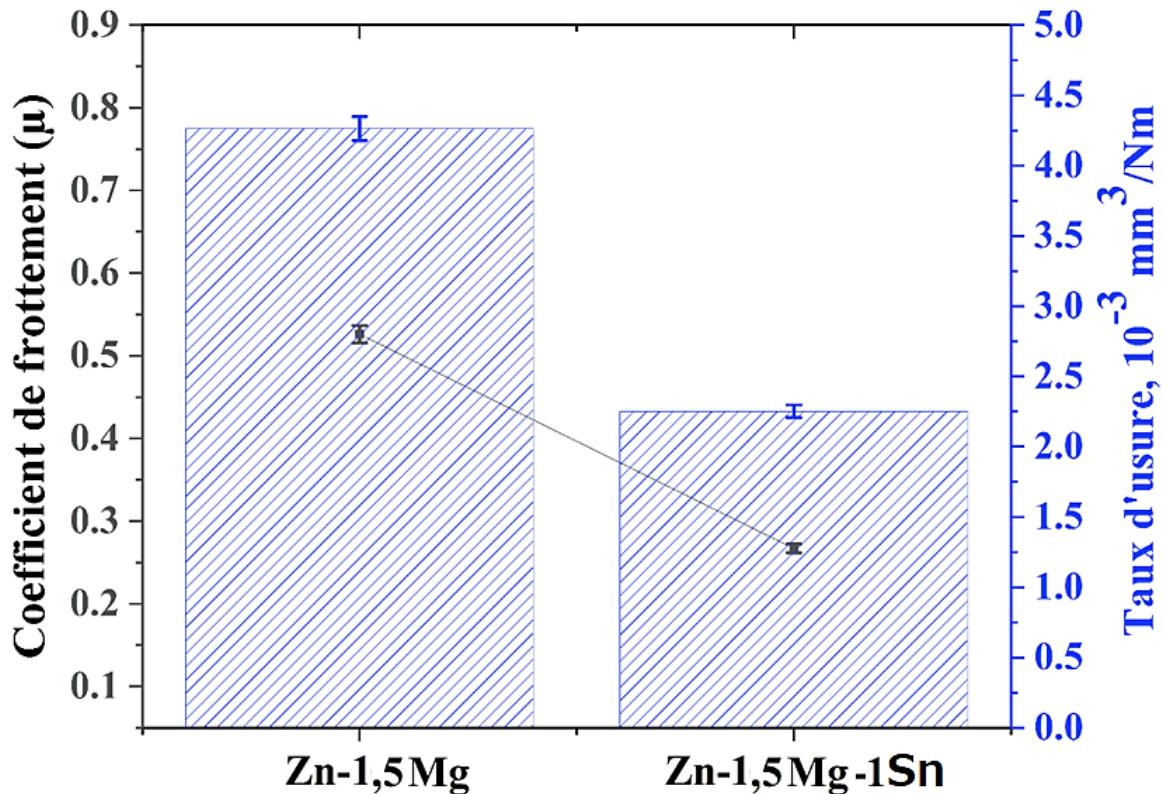


Figure III.6. Histogrammes comparatifs illustrant l'influence de l'addition de l'étain sur le coefficient de frottement et le taux d'usure des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn.

III.4.1. Analyse 3D des surfaces usées

Les profils 3D des surfaces usées des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn présentés dans les **figures III.6** révèlent des différences significatives dans la morphologie des traces d'usure après les essais tribologiques. Pour les deux alliages, des rainures d'usure longitudinales sont observées, caractéristiques du glissement abrasif, mais avec des différences notables en termes de profondeur et de largeur, qui varient selon l'alliage.

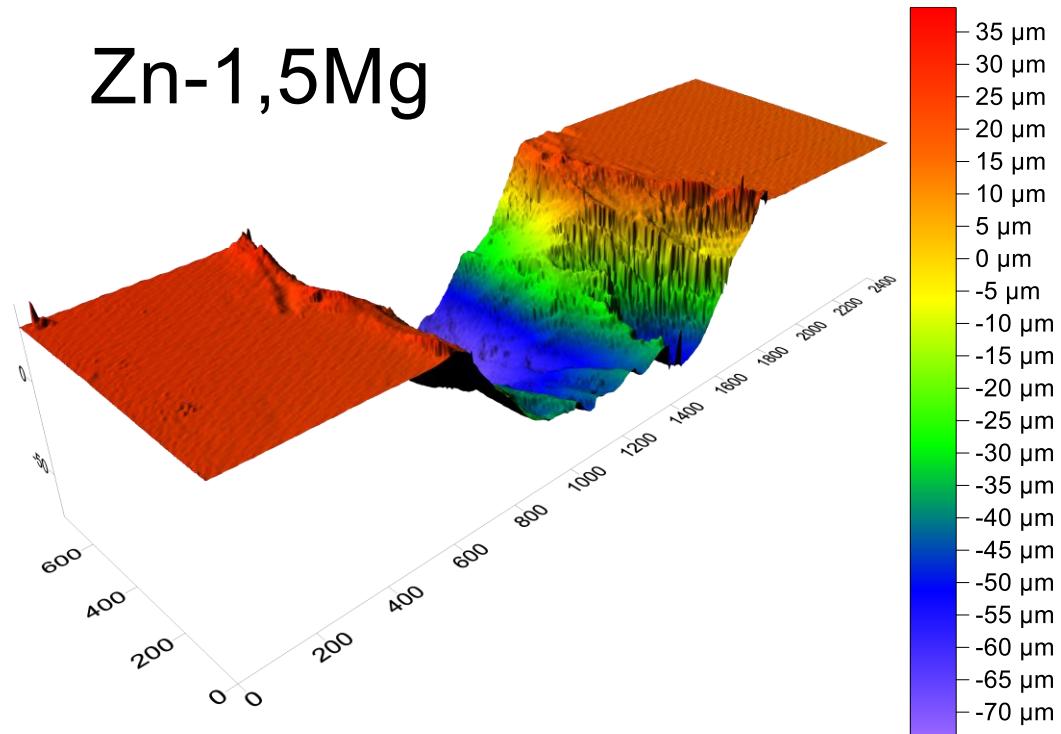
1. Alliage Zn-1,5Mg :

La rainure d'usure de l'alliage Zn-1,5Mg est plus large et beaucoup plus profonde par rapport à celle de l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn. La profondeur maximale de la rainure atteint environ $-70 \mu\text{m}$, comme l'indique l'échelle de couleurs. Cette

profondeur importante témoigne d'un enlèvement de matière plus élevé, ce qui suggère une résistance à l'usure plus faible pour cet alliage. La déformation plastique en surface semble plus marquée, entraînant une usure plus importante lors des tests tribologiques.

2. Alliage Zn-1,5Mg-1Sn :

Pour l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, la rainure est plus étroite et moins profonde, avec une profondeur maximale d'environ $-35 \mu\text{m}$. Bien que la rainure soit toujours présente, la réduction significative de la profondeur d'usure suggère que l'ajout de 1% d'étain (Sn) améliore la résistance mécanique de surface, limitant ainsi l'enlèvement de matière. Cette observation est en accord avec les résultats du taux d'usure et du coefficient de frottement, qui montrent que l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn présente de meilleures performances tribologiques.



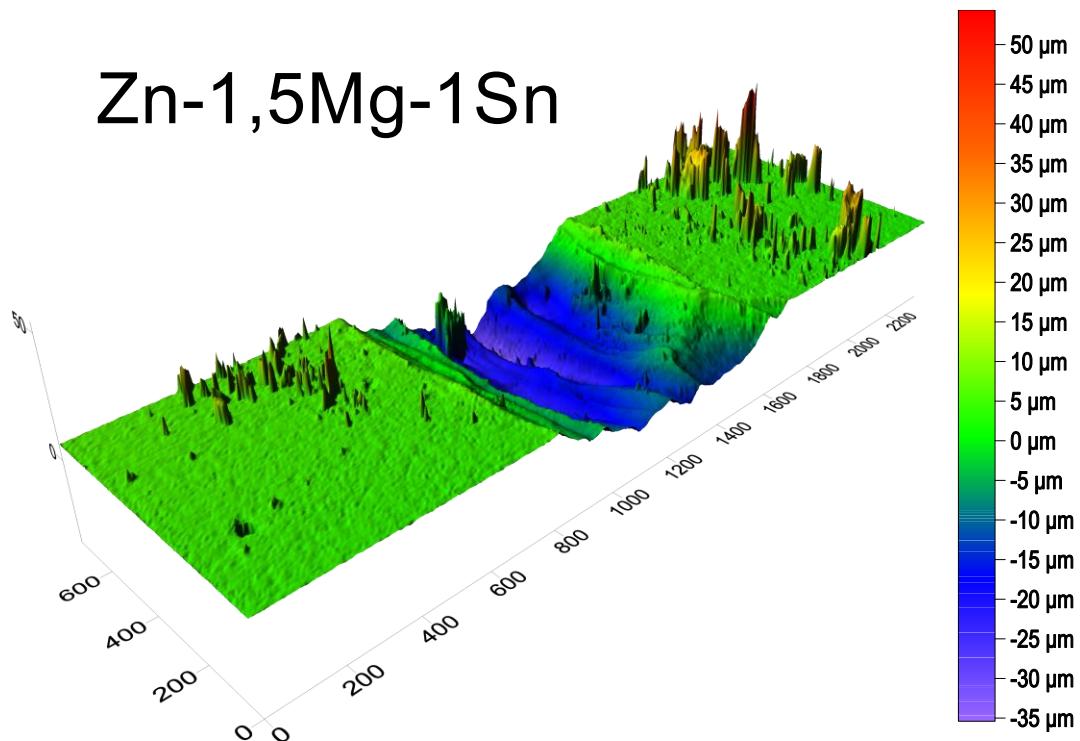


Figure III. 7. Profils 3D des surfaces usées des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn

III.5. Evolution des propriétés électrochimiques

La résistance à la corrosion des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn 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 III.7** illustre les courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank. Le tableau III.1 regroupe les paramètres électrochimiques dérivés de ces courbes de polarisation.

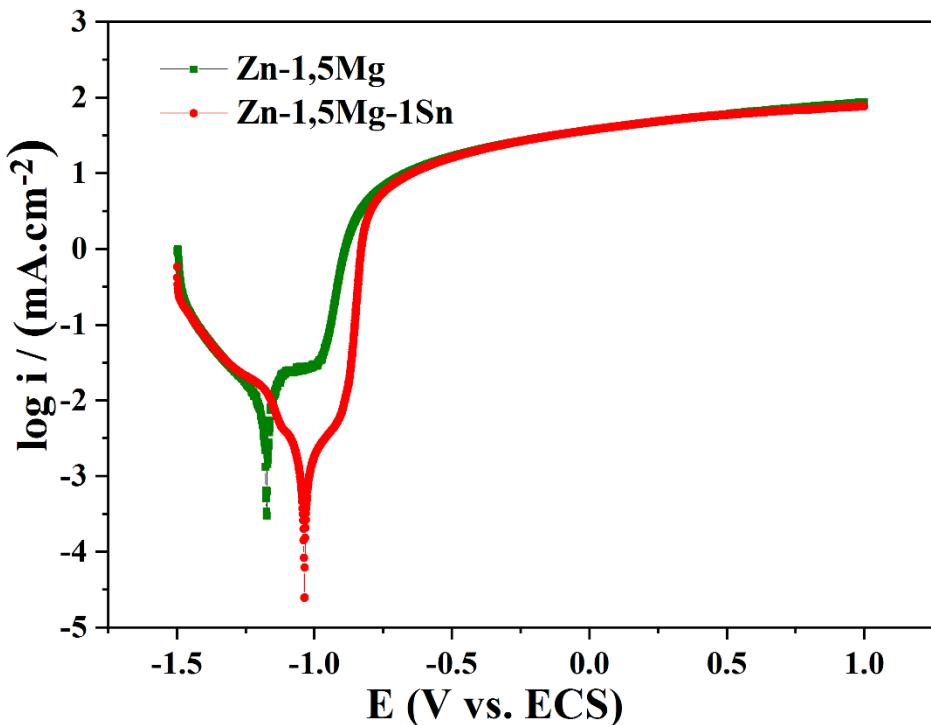


Figure III.8. Courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn dans la solution de Hank.

La **figure III.7** présente les courbes de polarisation potentiodynamique des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank, permettant d'examiner leurs propriétés électrochimiques vis-à-vis de la corrosion. Le tableau III.1 regroupe les paramètres électrochimiques dérivés de ces courbes de polarisation.

1. *Potentiel de corrosion :*

L'ajout de l'étain (Sn) dans l'alliage Zn-1,5Mg provoque un déplacement vers des valeurs plus positives du potentiel de corrosion, passant de -1170 mV/ECS pour Zn-1,5Mg à -1032 mV/ECS pour Zn-1,5Mg-1Sn. Ce déplacement vers des potentiels plus positifs suggère une meilleure résistance à la corrosion pour l'alliage avec étain, car un potentiel de corrosion plus positif est associé à une meilleure protection contre l'oxydation dans l'environnement corrosif.

2. *Densité de courant de corrosion :*

La densité de courant de corrosion est également plus faible pour l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn ($1,258 \mu\text{A.cm}^{-2}$) par rapport à l'alliage Zn-1,5Mg ($8,146 \mu\text{A.cm}^{-2}$). Cette réduction de la densité de courant de corrosion suggère que l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn

subit une corrosion plus lente, indiquant une meilleure résistance à la corrosion grâce à l'ajout de Sn.

3. *Phénomène de pseudo passivation :*

Dans les zones anodiques des courbes, un phénomène de pseudo passivation est observé pour les deux alliages. Ce phénomène se produit lorsque la surface de l'alliage, après un certain potentiel anodique, forme une couche protectrice d'oxyde qui limite la vitesse de corrosion. Contrairement à la passivation, cette couche n'est pas stable et peut se rompre sous certaines conditions, mais elle offre néanmoins une certaine protection temporaire contre l'oxydation [5].

Tableau III.1. Paramètres électrochimiques déduits des courbes de polarisation des alliages : Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank.

Alliages	E_{corr} [mV]	I_{corr} [$\mu A.cm^{-2}$]	β_c [mV dec $^{-1}$]	β_a [V dec $^{-1}$]
Zn-1,5Mg	-1 170	8.146	249.6	132.7
Zn-1,5Mg-1Sn	-1 032	1.258	151.8	183.5

III.5.2. Mesures d'impédance électrochimique

La **figure III.8** illustre les diagrammes d'impédance des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn 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 [6]. 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.

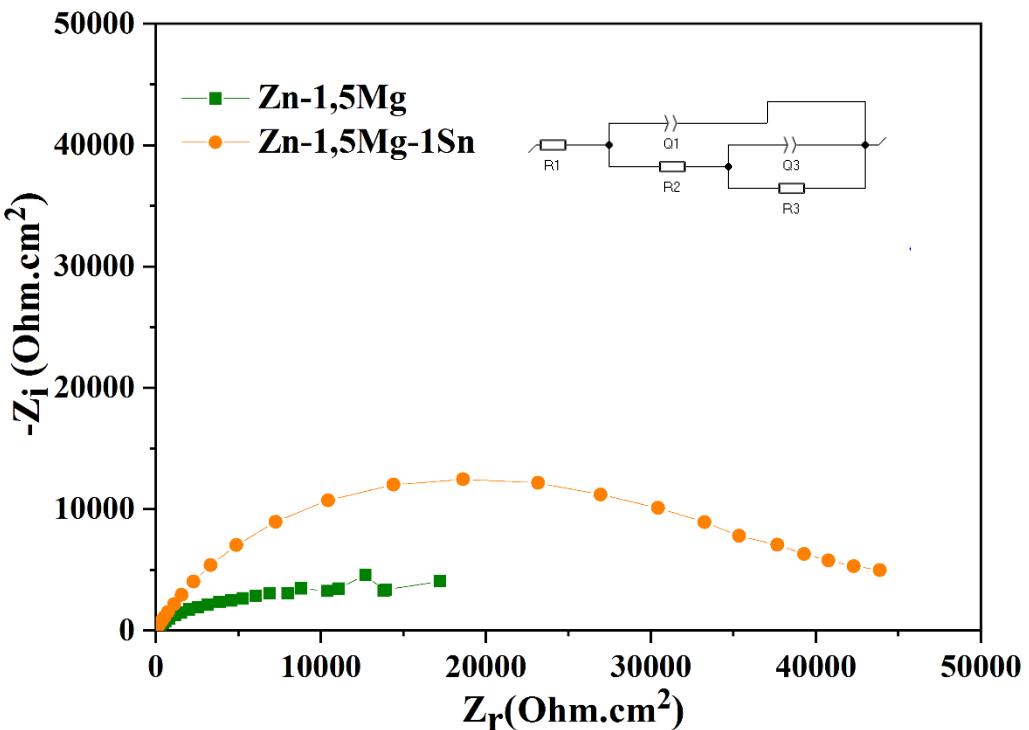


Figure III. 9. Diagrammes d'impédance électrochimiques des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans la solution de Hank.

La **figure III.8** présente les diagrammes d'impédance électrochimique des alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn après une heure d'immersion dans une solution de Hank. Ces diagrammes montrent la présence de deux boucles capacitatives, caractéristiques du comportement électrochimique des alliages dans ce milieu.

1. Première boucle (haute fréquence) :

La première boucle, observée à haute fréquence, est associée au transfert de charge à la surface des alliages. Elle reflète les réactions électrochimiques rapides qui se produisent à l'interface entre le métal et la solution. Cette boucle est plus marquée pour l'alliage Zn-1,5Mg, ce qui indique une réactivité électrochimique plus importante par rapport à l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn.

2. Seconde boucle (basse fréquence) :

La seconde boucle, visible à basse fréquence, est liée à la formation d'un film passif protecteur à la surface des alliages. Ce film joue un rôle crucial en agissant comme une barrière protectrice contre la corrosion, ce qui se traduit par une résistance accrue dans cette plage de fréquence. Cette résistance plus élevée est plus évidente

pour l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, suggérant que l'ajout de Sn améliore la formation du film passif et, par conséquent, la protection contre la corrosion [6].

3. *Élargissement du rayon des boucles :*

L'élargissement du rayon des boucles observées dans les diagrammes reflète une augmentation de la résistance de polarisation, ce qui est lié au phénomène de passivation des alliages de zinc dans ce milieu corrosif. L'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, avec son rayon de boucle plus large, montre donc une résistance à la corrosion améliorée par rapport à Zn-1,5Mg.

4. *Analyse du circuit équivalent :*

Le circuit équivalent utilisé pour simuler ces diagrammes d'impédance, établi via le logiciel Ec-Lab, inclut plusieurs composants : la résistance de la solution (R_s), la capacité de la double couche (Q), et la résistance de transfert de charge (R_{ct}). La résistance de transfert de charge (R_{ct}), qui correspond à la somme des résistances R_2 et R_3 , est particulièrement pertinente pour évaluer la résistance à la corrosion. Les paramètres extraits de l'ajustement paramétrique indiquent que l'ajout de l'étain augmente la résistance de transfert de charge (R_{ct}) pour l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, ce qui traduit une meilleure protection contre la corrosion.

Tableau III.2. Paramètres électrochimiques déduits des diagrammes d'impédance des alliages : Zn-1,5Mg, Zn-1,5Mg-1Sn 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-1,5Mg	26.15	1 255	2.848	0.843	42 987	6.689	0.549
Zn-1,5Mg-1Sn	18.64	9	63.02	0.294	32 336	3.516	0.814

Bibliographie :

- [1] Xu, Z., Liu, H., Hu, G., Zhuo, X., Yan, K., Ju, J., Bai, J. (2023). Developing Zn–1.5 Mg alloy with simultaneous improved strength, ductility and suitable biodegradability by rolling at room temperature. *Acta Metallurgica Sinica (English Letters)*, 36(11), 1833-1843.
- [2] Li, H. F., Xie, X. H., Zheng, Y. F., Cong, Y., Zhou, F. Y., Qiu, K. J., ... & Qin, L. (2015). Development of biodegradable Zn-1X binary alloys with nutrient alloying elements Mg, Ca and Sr. *Scientific reports*, 5(1), 10719.
- [3] Jiang, W., & Yu, W. (2022). In vitro degradation behavior, mechanical properties, and cytocompatibility of biodegradable Mg-1Zn-XSn alloys. *Crystals*, 12(9), 1219.
- [4] Zhao, C., Pan, F., Zhao, S., Pan, H., Song, K., & Tang, A. (2015). Preparation and characterization of as-extruded Mg–Sn alloys for orthopedic applications. *Materials & Design*, 70, 60-67.
- [5] Ghelloudj, O., Gharbi, A., Bouhamla, K., Debili, M. Y., Zelmati, D., Ramoul, C. E., Chouchane, T. (2021, March). Study of The Structure and Corrosion Behavior of Al-15% Mo Alloy. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 1818, No. 1, p. 012156). IOP Publishing.
- [6] Gharbi, A., Himour, A., Abderrahmane, S., & Abderrahim, K. (2018). Inhibition Effect of 2,2'-Bipyridyl on the Corrosion of Austenitic Stainless Steel in 0.5 M H₂SO₄. *Oriental Journal of Chemistry*, 34(1), 314.

Conclusion générale

Au terme de cette étude, nous pouvons résumer l'essentiel des résultats comme suit :

1. Les alliages Zn-1,5Mg et Zn-1,5Mg-1Sn à l'état brut de coulée présentent une structure dendritique à l'état initial, avec la formation d'une phase eutectique composée de α + Mg_2Zn_{11} . L'ajout d'étain dans l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn entraîne la formation de la phase intermétallique Mg_2Sn , ce qui rend la microstructure plus fine et homogène, améliorant ainsi les caractéristiques mécaniques du matériau.
2. Le traitement thermique à 350°C induit un affinement de la microstructure, avec la disparition de la phase eutectique. La structure résultante se compose principalement de la matrice α -Zn et de la phase intermétallique $Zn_{11}Mg_2$. Dans l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn, la formation de Mg_2Sn est également observée, indiquant sa stabilité thermique pendant l'homogénéisation.
3. L'ajout d'étain (Sn) dans l'alliage Zn-1,5Mg augmente significativement la microdureté du matériau. L'alliage Zn-1,5Mg-1Sn atteint une microdureté de 108 HV0.01, contre 95 HV0.01 pour l'alliage Zn-1,5Mg, ce qui met en évidence l'effet durcissant de la phase Mg_2Sn sur la résistance à la déformation du matériau. Cette amélioration de la dureté peut potentiellement accroître les performances de l'alliage dans des applications nécessitant une résistance accrue à l'usure.
4. L'ajout de 1% d'étain (Sn) dans l'alliage Zn-1,5Mg améliore significativement ses performances tribologiques, avec une réduction du coefficient de frottement de 25% (de 0.577 à 0.433) et une baisse du taux d'usure de 81% (de 4.778×10^{-3} mm³/Nm à 0.928×10^{-3} mm³/Nm). Ces résultats montrent que l'alliage Zn-1,5Mg-1Sn présente une meilleure résistance à l'usure et une réduction plus marquée de la friction, ce qui améliore ses performances en conditions de glissement.
5. Les études électrochimiques réalisées dans une solution de Hank après une heure d'immersion ont révélé que l'ajout d'étain améliore significativement la résistance à la corrosion de l'alliage Zn-1,5Mg. Cela se traduit par un déplacement du potentiel de corrosion vers des valeurs plus positives, une diminution de la densité de corrosion, et une augmentation de la résistance au transfert de charge, confirmant l'effet protecteur de l'étain dans cet environnement corrosif.

Perspectives

Au regard des résultats obtenus, plusieurs pistes de recherche et d'application peuvent être envisagées pour approfondir et valoriser les propriétés des alliages Zn-Mg-Sn :

1. Optimisation de la composition chimique :

- Étudier l'effet de variations progressives de la teneur en Sn (au-delà de 1%) sur la microstructure, les propriétés mécaniques et la corrosion, afin d'identifier une composition optimale.

2. Traitements thermiques avancés :

- Explorer différents cycles de traitement thermique (température, durée, vitesse de refroidissement) pour ajuster la morphologie et la répartition des phases intermétalliques.

3. Applications biomédicales potentielles :

- Évaluer la biocompatibilité des alliages Zn-Mg-Sn dans un contexte de matériaux résorbables pour implants (ex. : vis osseuses ou stents), étant donné leur bonne résistance à la corrosion dans le fluide de Hank.
- Réaliser des tests *in vitro* et *in vivo* pour valider la réponse biologique du matériau, sa dégradation contrôlée et l'absence de toxicité des produits de corrosion (notamment vis-à-vis du Sn).

4. Études tribologiques approfondies :

- Mener des essais de frottement et d'usure dans différents environnements (sec, lubrifié, températures variées) pour déterminer les conditions optimales d'utilisation.
- Étudier l'évolution du comportement tribologique sur le long terme afin de garantir la stabilité des performances.