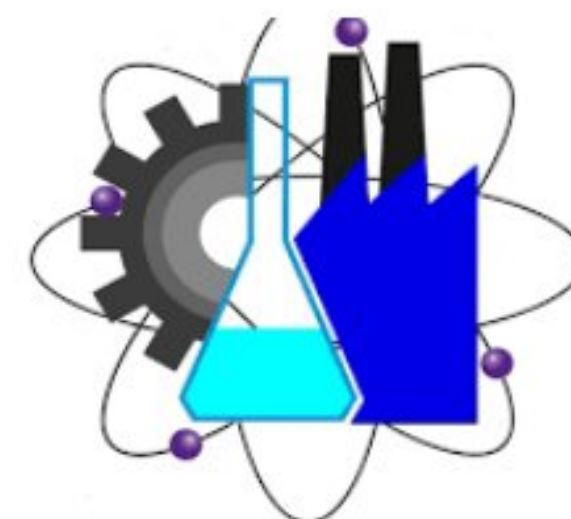




UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MORELOS



Facultad de Ciencias  
Químicas e Ingeniería

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DEL ESTADO DE MORELOS**  
**FACULTAD DE CIENCIAS QUIMICAS E INGENIERIA**

**Fabricación y evaluación electroquímica de 2 aleaciones base Mg-  
Bi-Ca en contacto con Solución Hank**

**TESIS PROFESIONAL**

*Que para obtener el título de:*

**Ingeniero Mecánico**

**PRESENTA:**

**GONZÁLEZ LOYOLA CÉSAR**

**Director: Dr. Álvaro Torres Islas**

**Co-Director: Dr. Jesús Mario Colín de la Cruz**

CUERNAVACA, MORELOS 2024



## Contenido

Introducción.....	1
Justificación.....	2
Hipótesis.....	3
Objetivo general. ....	3
Objetivos particulares.....	3
Metas .....	4
Capítulo 1. Antecedentes .....	4
1. Aleaciones base magnesio biodegradables .....	4
1.1 Biomateriales base magnesio .....	6
1.2 Comportamiento a la degradación .....	7
1.3 Biocompatibilidad.....	7
1.4 Métodos de procesamiento.....	10
2. La Solución Balanceada fisiológica Hank .....	12
3. Principios de Corrosión .....	13
3.1 Definición .....	13
3.2 Costos de la corrosión Metálica .....	13
4. Naturaleza Electroquímica de la corrosión acuosa .....	14
4.1 Reacciones Electroquímicas.....	15
4.2 Tipos de corrosión .....	17
5. Técnicas electroquímicas para la evaluación de la corrosión .....	17
5.1 Polarización potenciodinámica .....	19
5.2 Espectroscopia de impedancia electroquímica .....	19
Capítulo 2. Procedimiento experimental.....	21
Fabricación de Aleaciones .....	22
Preparación de las muestras de aleaciones para los ensayos de corrosión .....	22
Encapsulado de las muestras con resina.....	22
Finalización del proceso de encapsulado y prueba de continuidad de corriente	24

Desarrollo de las pruebas de corrosión utilizando la técnica polarización potenciodinámica. ....	26
1. Desarrollo de las pruebas de corrosión utilizando la técnica de espectroscopia de impedancia química. ....	28
Capítulo 3. Resultados .....	30
1. Caracterización microestructural .....	30
2. Ensayos de corrosión de polarización potenciodinámica. ....	32
3. Ensayos de corrosión de espectroscopia de impedancia electroquímica....	35
Capítulo 4. Análisis y discusión de resultados.....	39
Conclusiones.....	44
Referencias .....	45

## Introducción

El campo de los biomateriales ha tenido un importante crecimiento en la experimentación en los últimos años, además ha sido impulsada en la investigación de nuevos materiales biodegradables y aleaciones, cómo también en materiales reabsorbibles para la sustitución y regeneración de tejidos en los organismos vivos.

Los biomateriales desean encontrar un remplazo a tejidos o huesos que hayan sufrido un daño parcial o completo, además deben de cumplir con las características y cualidades similares a los tejidos sustituidos y poder establecerse sin falla alguna.

[1]

El desarrollo de nuevos materiales/aleaciones es capaz de tocar con el tejido dañado, mediante una estimulación de diferentes respuestas celulares, en función de las propiedades de los mismos. Además, tomando en cuenta el carácter temporal de cada función en el cuerpo humano y los nuevos materiales deben tener las características para tener una biocompatibilidad con el organismo.

Se debe tener una biodegradación controlada y progresiva para cumplir con el objetivo de la reabsorción en el tejido del organismo y que esta no ocasione ningún tipo de problema fisiológico.

Los biomateriales desempeñan un papel fundamental en la medicina moderna, ya que son utilizados para una amplia gama de aplicaciones, desde implantes hasta dispositivos médicos. Aquí hay algunas consideraciones clave sobre los biomateriales:

**Variedad de materiales:** Los biomateriales abarcan una amplia gama de materiales, que incluyen metales, cerámicas, polímeros sintéticos y naturales, así como tejidos biológicos modificados. Cada tipo de biomaterial tiene sus propias

características y propiedades únicas, lo que permite su uso en diferentes aplicaciones médicas.

**Propiedades mecánicas:** En comparación con los materiales poliméricos, los biomateriales suelen tener mejores propiedades mecánicas, como resistencia y tenacidad a la fractura. Esto es especialmente importante para implantes y dispositivos médicos que están sujetos a cargas mecánicas en el cuerpo.

**Aleaciones biomédicas:** Las aleaciones biomédicas, como las de titanio, son ampliamente utilizadas en implantes debido a su alta resistencia a la corrosión y biocompatibilidad. Sin embargo, algunas aleaciones, como las que contienen cromo, pueden tener efectos adversos a largo plazo debido a la acumulación de partículas metálicas y el desgaste del implante.

**Investigación y desarrollo:** El estudio de los biomateriales requiere una investigación y desarrollo continuos para mejorar la calidad, la estructura, la superficie y las propiedades mecánicas de los materiales. Esto incluye la evaluación de las interacciones entre los biomateriales y el sistema biológico, así como su comportamiento después de la implantación.

**Aplicaciones médicas:** Los biomateriales se utilizan en una variedad de aplicaciones médicas, que van desde implantes ortopédicos y dentales hasta dispositivos médicos como marcapasos y stents. También se utilizan en la ingeniería tisular para la reparación y regeneración de tejidos y órganos.

En resumen, los biomateriales son fundamentales para la medicina moderna y juegan un papel crucial en una amplia gama de aplicaciones médicas. Su continua investigación y desarrollo son esenciales para mejorar la calidad de vida de los pacientes y avanzar en el campo de la medicina regenerativa. [2]

## Justificación

En la actualidad en el área médica se busca cada vez más aplicar técnicas menos dolorosas, caras e invasivas y al mismo tiempo más seguras para el tratamiento en aplicaciones generales de prótesis temporales en diferentes situaciones requeridas para mejorar y reparar tejidos y huesos, con lo cual la propuesta en la aplicación de nuevos materiales con las características anteriores hace necesario continuar con la investigación en esta área para proponer nuevas alternativas de solución.

## Hipótesis.

Los elementos aleantes agregados al Mg optimizarán los tiempos de degradación del material, siendo el Bismuto el elemento aleante que tendrá mayor influencia en el mecanismo de corrosión con respecto al tiempo que se requiere para que la aleación se degrade dentro de un organismo vivo.

## Objetivo general.

Fabricar dos aleaciones magnesio-Bismuto-Calcio (Mg-Bi-Ca) para su uso como material metálico en implantes médicos biodegradables, y evaluar su comportamiento electroquímico en una Solución Hanks (HBSS),

## Objetivos particulares.

- 1.- Caracterizar micro estructuralmente dos aleaciones Mg-Bi-Ca, variando el contenido de Bi en 4 y 6% en peso respectivamente en la condición de fundición (llegada) y laminadas en caliente ( Mg4% y Mg2%).
- 2.- Caracterizar el comportamiento a la corrosión de las dos aleaciones Mg-Bi-Ca, empleando técnicas electroquímicas de polarización potenciodinámica y espectroscopia de impedancia electroquímica respectivamente.

## Metas

- 1.- Fabricar dos aleaciones Mg-Bi-Ca (**Mg– 4 wt%Bi –1 wt%Ca** y **Mg– 6 wt%Bi– 1 wt%Ca**).
- 2.- Realizar micrografías para el análisis de la microestructura de la aleación.
- 3.- Realizar pruebas de polarización potenciodinámica de las aleaciones en un medio HBSS.
- 4.- Realizar pruebas de espectroscopia de impedancia electroquímica a ambas aleaciones en un medio HBSS.

## Capítulo 1. Antecedentes

### 1. Aleaciones base magnesio biodegradables

El magnesio es un material fascinante debido a su combinación de propiedades mecánicas, biocompatibilidad y efectos terapéuticos en el cuerpo humano. Aquí hay algunos puntos clave sobre el magnesio y sus aleaciones:

**Propiedades mecánicas:** El magnesio es conocido por sus excelentes propiedades mecánicas, como su alta resistencia y bajo peso específico. Esto lo hace ideal para aplicaciones donde se requiere una alta relación resistencia-peso, como en la industria aeroespacial y automotriz.

**Biocompatibilidad:** El magnesio es un elemento esencial en muchas funciones fisiológicas del cuerpo humano y se ha demostrado que tiene efectos terapéuticos en el tratamiento de diversas anomalías, como la hipertensión, la depresión y el dolor. Además, influye en el factor de crecimiento de nuevo tejido óseo, lo que lo



convierte en un material prometedor para aplicaciones biomédicas, como implantes ortopédicos y dispositivos médicos.

**Degradación controlada:** Una característica única del magnesio es su capacidad para degradarse en el cuerpo humano, dando lugar a productos de corrosión fácilmente solubles que pueden ser absorbidos o excretados por el organismo. Esto permite la fabricación de implantes temporales que se descomponen gradualmente a medida que el tejido se regenera, evitando la necesidad de una segunda cirugía para retirar el implante.

**Compuestos intermetálicos:** El magnesio también puede formar una variedad de compuestos intermetálicos con otros elementos, lo que amplía aún más sus aplicaciones. Estos compuestos pueden tener diferentes estructuras cristalinas, como cúbicas u ortorrómbicas, lo que les confiere propiedades únicas y deseables para diversas aplicaciones tecnológicas.

**Aleaciones comerciales:** Entre las aleaciones de magnesio más comerciales se encuentran aquellas que contienen aluminio, zinc y magnesio. Estas aleaciones pueden tener una amplia gama de propiedades mecánicas y características, lo que las hace adecuadas para una variedad de aplicaciones industriales y biomédicas.

En resumen, el magnesio y sus aleaciones son materiales versátiles con una amplia gama de aplicaciones en diversas industrias, desde la fabricación de componentes estructurales en la industria aeroespacial hasta la fabricación de implantes biomédicos. Su combinación única de propiedades mecánicas, biocompatibilidad y capacidad de degradación controlada lo convierte en un material prometedor para el desarrollo de nuevas tecnologías y tratamientos médicos.[3,4]

*Tabla 1 Propiedades mecánicas de magnesio*

Densidad:	1,738
Temperatura de fusión:	648,8°C
Temperatura de ebullición	Temperatura de ebullición: 1090°C
Masa atómica	24,305
Módulo de Young:	45.10 <sup>9</sup> Pa
Resistividad eléctrica:	4,4.10 <sup>-8</sup> Ωm

Las aleaciones de magnesio ciertamente ofrecen una serie de ventajas significativas en varios procesos de fabricación, como la fundición a presión y la

fundición en molde de arena. Su alta fluidez y baja tendencia a adherirse a las paredes del molde las hacen especialmente adecuadas para la fundición a presión. En el caso de la fundición en molde de arena, es importante controlar la oxidación y considerar la baja densidad y el bajo calor específico del magnesio al diseñar el molde para garantizar un llenado adecuado.

En cuanto a los procesos de extracción de magnesio, el proceso Pidgeon y los procesos electrolíticos son los más utilizados. En el proceso Pidgeon, se utiliza dolomita como materia prima, que se calcina y luego se somete a un proceso de desoxidación con ferrosilicio. Sin embargo, este proceso tiene algunas desventajas, como la generación de dióxido de carbono durante la calcinación y el alto consumo de energía, principalmente de origen fósil.

Las aplicaciones del magnesio han sido impulsadas principalmente por su baja densidad, lo que permite la fabricación de productos significativamente más livianos que los fabricados con aluminio o acero. Además, en el campo médico, el magnesio ha experimentado un aumento significativo en su uso, especialmente en implantes óseos, debido a sus propiedades únicas y su similitud con las propiedades mecánicas del hueso. Esto facilita la recuperación natural del hueso y puede permitir el desarrollo de futuros reemplazos de tejidos u implantes óseos.

## 1.1 Biomateriales base magnesio

El magnesio y sus aleaciones han emergido como candidatos prometedores para biomateriales metálicos debido a su capacidad degradativa y reabsorbible, lo que los hace ideales para aplicaciones temporales en la fabricación de prótesis y fijaciones óseas. Sin embargo, la alta velocidad de corrosión en medios fisiológicos plantea desafíos en cuanto a su integridad mecánica y tiempo de degradación.

Para abordar estos desafíos, se están explorando dos enfoques principales de investigación:

1. **Adición de elementos aleantes:** Introducir ciertos elementos en las aleaciones de magnesio puede mejorar su estabilidad química y controlar su velocidad de degradación. Es crucial seleccionar aleantes que no sean tóxicos ni generen efectos adversos en el organismo.
2. **Aplicación de recubrimientos y tratamientos superficiales:** Los recubrimientos por conversión química se consideran una opción viable para mejorar la resistencia a la corrosión de los biomateriales de base magnesio. Estos recubrimientos deben cumplir con estándares de no toxicidad, biocompatibilidad y biodegradabilidad.

La capacidad del magnesio para estimular el crecimiento de nuevo tejido y facilitar la incorporación de calcio en el hueso es otro aspecto prometedor en la reparación ósea.

Aunque el material puro ofrece ventajas en biocompatibilidad al ser completamente biodegradable, las aleaciones ofrecen ventajas mecánicas, pero deben abordarse los desafíos de la corrosión. Mejorar la fabricación de estos materiales mediante la selección adecuada de aleantes y recubrimientos es crucial para su aplicación efectiva en el campo biomédico.

## 1.2 Comportamiento a la degradación

El avance en biomateriales ha sido fundamental para mejorar la calidad de vida de las personas, especialmente en el campo de la salud ósea y en el cuidado de la tercera edad. Sin embargo, este progreso debe continuar mediante la investigación constante de nuevos métodos y técnicas que garanticen una mejor adaptación y resultados más efectivos en los implantes protésicos temporales o permanentes.

Los estudios actuales se centran en mejorar la osteointegración de los implantes, es decir, su capacidad para integrarse completamente con el huésped, lo que implica el uso de materiales que favorezcan la adhesión celular y eviten la encapsulación, un fenómeno donde el organismo reacciona contra el implante.

Las infecciones asociadas a los implantes son una de las principales causas de fallo. Estas pueden originarse durante la implantación debido a contaminaciones o desarrollarse posteriormente. La adhesión bacteriana o celular en la superficie del biomaterial es crucial en este proceso, y varios factores como la composición, topografía y energía superficial de la superficie del implante pueden influir en ella.

La comunicación en la interfaz entre bacterias o células humanas y la superficie del implante es un proceso dinámico y complejo que puede fortalecer o inhibir la adhesión. Comprender estos procesos a nivel molecular es esencial para desarrollar implantes más seguros y eficientes en el futuro.

---

### 1.3 Biocompatibilidad

El futuro de la biocompatibilidad en la industria se espera un alto incremento por los biomateriales y su crecimiento productivo y económico debido a sus potenciales usos en el campo de la salud.

La biocompatibilidad dentro de la ciencia de los biomateriales, existe una gran incertidumbre sobre lo que realmente significa y sobre los mecanismos que se derivan dentro de los fenómenos que colectivamente constituyen la biocompatibilidad. Hay muchas formas en que los materiales y los tejidos pueden ponerse en contacto de tal manera que esta coexistencia puede verse comprometida, y la búsqueda de biomateriales que puedan proporcionar el mejor rendimiento en los dispositivos se ha basado en la comprensión de todas las interacciones. dentro de los fenómenos de biocompatibilidad.

Un biomaterial se define como una sustancia de origen natural (cómo el colágeno u otra proteína) o sintético (cómo algún metal o cerámica) que puede ser implantado en el cuerpo, con el objetivo de reemplazar o reparar un tejido u órgano alterados.

A partir del desarrollo de los de los biomateriales es posible definir cuatro fases o tipos de materiales según la respuesta del organismo [7]

#### Fase 1

Materiales inertes e implantables que no generan ninguna respuesta o muy poca.

## Fase 2

Materiales interactivos e implantables que están diseñados para generar una respuesta específica y beneficiosa dependiendo el tipo de tejido.

## Fase 3

Materiales Viables e implantables posiblemente con incorporación de células vivas que son tratados por el organismo como tejido normal.

## Fase 4

Replante materiales implantables consistentes en tejido nativo desarrollado in vitro a partir de células previamente obtenidas del paciente.

Además, pueden ser usados en componentes, piezas o aparatos, como los marcapasos, lentes o miembros artificiales. Esto con la finalidad de cumplir con sus objetivos y ciertas características:

- Compatibilidad biológica (biocompatibilidad):

Que el cuerpo no los rechace ni le cause daño.

- Estabilidad química: Que no se degrade rápido y que los productos de degradación no se conviertan en sustancias tóxicas para el organismo.

- Resistencia mecánica: El material no se fracture con facilidad.

- Carecer de toxicidad: El material no resulte tóxico y no dañe otras partes del cuerpo.

La biocompatibilidad se describe como la cualidad que tiene un biomaterial de generar una respuesta biológica aceptable durante el tiempo y modo de contacto de una aplicación específica.

La investigación en los biomateriales que pueden ser degradados por el organismo afectado, promovió el uso de una gran variedad de polímeros provenientes de recursos naturales o biológicos.

### Tipos de Biomateriales

El uso de metales en biomateriales, como prótesis y implantes, es común debido a su resistencia y compatibilidad con el cuerpo humano. Sin embargo, la corrosión puede ser un problema, liberando productos que pueden desencadenar reacciones tisulares. Por ello, la resistencia a la corrosión es crucial en el diseño de estos implantes, utilizando metales y aleaciones que formen películas protectoras sobre su superficie.

La ingeniería tisular ofrece otra perspectiva, utilizando implantes biocompatibles compuestos por moléculas presentes en la matriz extracelular y sembrando células en ellas. Esto crea un ambiente propicio para el funcionamiento celular y tisular, con el objetivo de prevenir la respuesta inmunológica y promover la supervivencia y diferenciación celular. Esta disciplina surge como una alternativa al trasplante tradicional de órganos, utilizando células vivas cultivadas en laboratorio en una matriz natural o sintética que imita la estructura de un órgano.

La corrosión también puede afectar directamente al tejido circundante mediante cambios electroquímicos que alteran el comportamiento celular, liberación de iones metálicos que pueden interferir en el metabolismo celular, y provocar inflamación crónica por los productos de corrosión. Por lo tanto, el control de la corrosión es esencial para garantizar la efectividad y seguridad de los implantes metálicos en aplicaciones biomédicas. [8-10]

## 1.4 Métodos de procesamiento

La evaluación de biomateriales en medicina regenerativa implica varios enfoques, incluyendo modelos celulares, organotípicos y animales.

### **Modelos celulares:**

- Los cultivos in vitro son esenciales para evaluar biomateriales. Se utilizan cultivos primarios, derivados directamente de tejidos, o líneas celulares, que son células primarias expandidas. Ambos tipos ofrecen ventajas para estudiar la respuesta celular a los biomateriales.
- Estos ensayos permiten evaluar factores como la toxicidad del biomaterial y su capacidad para promover la proliferación celular.

#### **Modelos organotípicos:**

- Estos modelos in vitro implican el cultivo de fragmentos de tejido en el laboratorio, lo que proporciona un entorno más cercano al tejido vivo. Esto permite evaluar cómo las células responden y regeneran el tejido en presencia de un biomaterial.
- Aunque ofrecen similitud bioquímica y fisiológica con el tejido vivo, la selección del medio de cultivo adecuado y la prevención de contaminaciones son desafíos importantes.

#### **Modelos animales:**

- Los modelos animales son esenciales para evaluar la eficacia de los biomateriales en un entorno más complejo y similar al humano.
- Permiten determinar la durabilidad, seguridad, eficacia, biocompatibilidad, biodegradabilidad y toxicidad a largo plazo de los biomateriales.
- Los tiempos de generación y los ciclos de vida más cortos de los animales en comparación con los humanos permiten ensayos más rápidos y eficientes.

En resumen, cada tipo de modelo tiene sus ventajas y desafíos, pero en conjunto, permiten una evaluación completa y rigurosa de los biomateriales en medicina regenerativa, desde la respuesta celular hasta la evaluación a largo plazo en modelos animales. [11-12]

## 2. La Solución Balanceada fisiológica Hank

La solución Hank es un medio de cultivo estándar usado en la investigación biomédica para la conservación celular. No es tóxica, tiene un pH balanceado y su osmolaridad es 320 mOsm/Kg. En algunos países está comercializado en farmacias y grandes superficies, en forma de un pequeño contenedor con solución de Hank para que el diente pueda ser introducido mientras se acude a la consulta dental para el reimplante.

El empleo de la solución Hank ha sido tratada con éxito y siempre se suele utilizar como referencia en los trabajos de investigación de sistemas de conservación. La Solución Hank es una solución isotónica estandarizada compuesta de diversas sales, además de glucosa, que se esteriliza por filtración en membrana. La solución puede utilizarse para lavar células y tejidos y para mantener las células en un estado viable. La solución Hank es la sustancia de primera elección en la preservación de tejidos vivos se considera como el control positivo en los estudios que tienen por objetivo otros medios de preservación la solución hank tiene un ph que es legalmente básico entre 7.2 y 8.

*Tabla 2 Composición química de Solución Hank*

Formula	Componente	g/litro
NaCl	Cloruro de sodio	8.0
Kh <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	Fosfato dipotásico	0.06
Glucosa	Glucosa	1.0
KCL	Cloruro de Potasio	0.4
MgSO <sub>4</sub> 7H <sub>2</sub> O	Sulfato de Magnesio	0.2
CaCl <sub>2</sub> H <sub>2</sub> O	Cloruro de Calcio	0.185
NahCO <sub>3</sub>	Bicarbonato	0.35
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	Bifosfato de Sodio	0.046



## 3. Principios de Corrosión

### 3.1 Definición

La corrosión es un proceso químico o electroquímico que provoca la transformación o destrucción de los metales. Este fenómeno puede tener diversas causas, pero en general implica la formación de óxidos u otros compuestos que debilitan el material y alteran sus propiedades mecánicas. La susceptibilidad de un material a la corrosión se define por su potencial electroquímico, que varía según la composición del electrolito en contacto con el metal.

El acero es uno de los materiales metálicos más comunes y versátiles, utilizado en una amplia gama de aplicaciones. Sin embargo, la corrosión es una preocupación importante en sectores como la medicina, donde los aparatos de ortodoncia pueden estar expuestos a un ambiente corrosivo en la boca durante largos períodos. Esta corrosión puede provocar daños graves en los materiales utilizados en ortodoncia, como brackets y alambres, debilitando su estructura y liberando iones metálicos en los tejidos y fluidos del paciente.

Los estudios electroquímicos y el análisis de acoplamiento galvánico entre diferentes aleaciones son importantes para comprender y prevenir la corrosión en aplicaciones biomédicas. La liberación de iones metálicos puede tener consecuencias biológicas adversas, por lo que es fundamental desarrollar materiales resistentes a la corrosión y biocompatibles para su uso en ortodoncia y otras aplicaciones médicas.

En resumen, la corrosión de materiales metálicos en aplicaciones biomédicas puede tener consecuencias graves para la salud y la funcionalidad de los dispositivos médicos. Por lo tanto, es necesario realizar investigaciones para comprender mejor este fenómeno y desarrollar materiales más seguros y duraderos. [13]

### 3.2 Costos de la corrosión Metálica

El impacto económico de la corrosión es significativo a nivel global, como lo demuestra el estudio "Medidas Internacionales de Prevención, Aplicación y Economía de la Tecnología de la Corrosión (IMPACTO)" realizado por NACE International. Este estudio revela que la corrosión representa un costo considerable para la industria, estimado en alrededor de 2,5 billones de dólares, lo que equivale aproximadamente al 3,4% del Producto Interno Bruto (PIB) mundial.

Sin embargo, hay buenas noticias: la implementación de mejores prácticas en la prevención de la corrosión puede conducir a significativas reducciones de costos. Según el estudio, adoptar estas prácticas podría reducir la cifra de costos relacionados con la corrosión en hasta un 35%, lo que equivale a un ahorro potencial de hasta 875 mil millones de dólares.

Un ejemplo concreto de los beneficios de la prevención de la corrosión proviene de la industria automotriz. Se encontró que esta industria logró un ahorro del 52%, o 9,600 millones de dólares anuales en 1999 en comparación con 1975, gracias a la implementación de mejores prácticas en la prevención y corrección de la corrosión. Esto resultó en una reducción significativa de costos para los fabricantes y una mayor durabilidad del producto para los consumidores.

Para mejorar los sistemas de gestión de la corrosión en las empresas, es esencial integrar este tema en la política empresarial, difundir la información a todo el personal, vincular la mejora de las prácticas de gestión de la corrosión a los objetivos estratégicos de la organización y asegurar la total participación de la dirección en las decisiones relacionadas con este tema. Esto no solo puede conducir a ahorros significativos, sino también a una mayor eficiencia operativa y una prolongación de la vida útil de los productos.

#### 4. Naturaleza Electroquímica de la corrosión acuosa

La corrosión es un proceso electroquímico en el que un metal reacciona con su entorno para formar compuestos como óxidos. Esta reacción se lleva a cabo en una

celda electroquímica compuesta por tres componentes principales: un ánodo, un cátodo y un electrolito.

- El ánodo es donde ocurre la corrosión del metal. Aquí, el metal se oxida y libera electrones en el electrolito.
- El electrolito es el medio corrosivo, como soluciones acuosas o el aire atmosférico. Proporciona la conductividad necesaria para que ocurra la reacción electroquímica.
- El cátodo, que puede ser parte del mismo metal corroído o de otro metal en contacto con él, actúa como el sitio donde se reduce un agente oxidante, como el oxígeno o los iones de hidrógeno.

La corriente de corrosión se produce cuando los electrones liberados en el ánodo fluyen hacia el cátodo a través del metal, mientras que los iones metálicos migran a través del electrolito para equilibrar la carga. Este flujo de electrones y iones constituye la corriente de corrosión.

Aunque el aire atmosférico puede causar corrosión, son las soluciones acuosas las que más comúnmente provocan problemas de corrosión. Esto se debe a la conductividad iónica de estas soluciones, que facilita el proceso electroquímico de corrosión. Las soluciones acuosas incluyen agua natural, suelos, humedad atmosférica, lluvia y soluciones creadas por el hombre.

## 4.1 Reacciones Electroquímicas

llamado celda galvánica o voltáica.

En resumen, la electroquímica es un campo de la química que estudia la conversión de energía entre la energía eléctrica y la energía química. Los procesos electroquímicos implican reacciones redox, donde los electrones se transfieren de una sustancia a otra. Una celda electroquímica consta de un ánodo (donde ocurre la oxidación) y un cátodo (donde ocurre la reducción). Las celdas electrolíticas

requieren energía eléctrica para llevar a cabo la reacción química, mientras que las celdas galvánicas generan energía eléctrica de manera espontánea. Cuando se aplica un voltaje externo para conducir una reacción química, se denomina electrólisis. Por otro lado, cuando la reacción química genera un voltaje como resultado, se conoce como una celda galvánica o voltáica.

## 4.2 Tipos de corrosión

La corrosión es un fenómeno que puede manifestarse de diversas maneras, siendo clasificada en diferentes tipos según sus características. Entre estos tipos se encuentran la corrosión generalizada, la corrosión localizada y la corrosión combinada con un fenómeno físico. Veamos con más detalle cada uno de estos tipos:

1. **Corrosión Generalizada (Uniforme):** Este tipo de corrosión afecta toda la superficie del material de manera homogénea. Aunque puede provocar una pérdida significativa de material, es relativamente predecible y controlable. Es común en materiales como el hierro no aleado y puede estar influenciada por impurezas y fases distintas en el material.
2. **Corrosión Localizada:** A diferencia de la corrosión generalizada, este tipo de corrosión se manifiesta en zonas específicas del material. Puede representar un mayor riesgo, ya que es más difícil de detectar. Entre los procesos de corrosión localizada se encuentran la corrosión galvánica, por picaduras, por cavitación, por fisuras y la corrosión por fatiga.
3. **Corrosión Combinada con un Fenómeno Físico:** Este tipo de corrosión se presenta cuando un fenómeno físico condiciona el proceso corrosivo. Algunos ejemplos incluyen la corrosión-erosión y la corrosión microbiológica.

Los factores que influyen en el proceso de corrosión son numerosos y comprenden tanto las características del material como las del medio circundante. Algunos de los factores más relevantes son:

- **Acidez de la Solución:** El pH de la solución afecta la cantidad de iones de hidrógeno libres, lo que puede acelerar o retardar la corrosión.
- **Sales Disueltas:** Las sales ácidas pueden disminuir el pH de la solución, acelerando el proceso corrosivo.
- **Concentración de Oxígeno:** La presencia de oxígeno en la solución electrolítica puede influir en la velocidad de corrosión.

- **Capas Protectoras:** La existencia de capas protectoras en la superficie del material puede reducir su tendencia a la corrosión. Estas capas pueden ser aplicadas artificialmente o pueden formarse naturalmente, como en el fenómeno de pasividad.

En resumen, comprender los diferentes tipos de corrosión y los factores que influyen en el proceso es fundamental para desarrollar estrategias efectivas de prevención y control de la corrosión en diversos materiales y entornos. [14-17]

## 5. Técnicas electroquímicas para la evaluación de la corrosión

### Curvas de polarización lineal

La polarización lineal se destaca como un método no destructivo para estimar la velocidad de corrosión, ya que permite obtener información sobre el proceso sin dañar la muestra. Aunque presenta limitaciones, como la incapacidad de detectar corrosión localizada, es valioso para monitorear la corrosión a largo plazo.

Por otro lado, el método de Tafel para el ajuste de curvas potenciodinámicas es útil para determinar la velocidad de corrosión y entender qué reacciones controlan el proceso corrosivo, especialmente en superficies pasivas. Esto permite evaluar la eficacia de las películas pasivas en proteger el metal de la corrosión y caracterizar su comportamiento.

Aunque el método clásico de evaluación de daños por corrosión mediante la exposición de muestras metálicas en condiciones reales tiene sus limitaciones, sigue siendo utilizado. Sin embargo, las mediciones electroquímicas ofrecen una alternativa valiosa, ya que la mayoría de los procesos de corrosión son de naturaleza electroquímica. La teoría del potencial mixto postula que las reacciones anódicas y catódicas ocurren a la misma velocidad en la superficie metálica, lo que proporciona una base teórica para comprender y controlar estos procesos.

## 5.1 Polarización potenciodinámica

La técnica de polarización potenciodinámica ofrece una perspectiva más detallada sobre la cinética de la corrosión y la tendencia del electrodo a pasivarse. A diferencia de la polarización lineal y la extrapolación de Tafel, esta técnica proporciona información sobre la corrosión uniforme y localizada, abarcando un amplio rango de potenciales que permite estudiar diversos comportamientos corrosivos.

El comportamiento activo se caracteriza por la rápida formación de una capa de óxido o hidróxido poroso en la superficie del metal expuesto al electrolito. Esta capa no proporciona una protección efectiva contra la corrosión y suele asociarse con la corrosión uniforme y por picaduras.

En contraste, el comportamiento pasivo se produce cuando se forma una película protectora delgada (pasiva) en la superficie del metal, lo que reduce significativamente la velocidad de corrosión o la inhibe por completo. Sin embargo, la estructura exacta y el mecanismo de formación de esta película pasiva aún no se comprenden completamente.

Las curvas de polarización potenciodinámica muestran una curva de polarización catódica similar a la obtenida mediante el método de Tafel, pero también presentan una curva de polarización anódica más compleja y extendida en un amplio rango de potenciales. Esta complejidad refleja la variedad de procesos corrosivos que pueden ocurrir en la superficie del metal, lo que hace que esta técnica sea valiosa para comprender y caracterizar los diferentes tipos de corrosión. [18-19]

## 5.2 Espectroscopia de impedancia electroquímica

La técnica de polarización potenciodinámica ofrece una visión más detallada de la cinética de la corrosión y la propensión del electrodo a pasar al estado pasivo. A diferencia de la polarización lineal y la extrapolación de Tafel, esta técnica proporciona información sobre la corrosión uniforme y localizada, abarcando un amplio rango de potenciales que permite estudiar diversos comportamientos corrosivos.

El comportamiento activo se caracteriza por la rápida formación de una capa porosa de óxido o hidróxido en la superficie del metal expuesto al electrolito. Esta capa no ofrece una protección efectiva contra la corrosión y suele asociarse con la corrosión uniforme y por picaduras.

Por otro lado, el comportamiento pasivo ocurre cuando se forma una película protectora delgada (pasiva) en la superficie del metal, lo que reduce significativamente la velocidad de corrosión o la inhibe por completo. Sin embargo, la estructura exacta y el mecanismo de formación de esta película pasiva aún no se comprenden completamente.

Las curvas de polarización potenciodinámica exhiben una curva de polarización catódica similar a la obtenida mediante el método de Tafel, pero también muestran una curva de polarización anódica más compleja y extendida en un amplio rango de potenciales. Esta complejidad refleja la variedad de procesos corrosivos que pueden ocurrir en la superficie del metal, lo que hace que esta técnica sea valiosa para comprender y caracterizar los diferentes tipos de corrosión. [20]

$$Z = \frac{E_0}{I_0} = \frac{E_0 \cdot \text{sen}(\omega \cdot t)}{I_0 \cdot \text{sen}(\omega \cdot t + \varphi)} = \frac{\text{sen}(\omega \cdot t)}{\text{sen}(\omega \cdot t + \varphi)}$$



La técnica de espectroscopia de impedancia electroquímica (EIS, por sus siglas en inglés) es una herramienta poderosa para estudiar la respuesta electroquímica de un sistema. La impedancia, denotada como  $Z$ , es una medida de la oposición al flujo de corriente eléctrica en un sistema electroquímico. Se expresa como un número complejo, con una parte real ( $Z'$ ) y una parte imaginaria ( $Z''$ ). La representación de  $Z$  en forma de magnitud ( $Z_0$ ) y fase ( $\phi$ ) permite visualizar los resultados de EIS tanto en coordenadas cartesianas como polares.

A partir de  $Z$ , se pueden calcular dos parámetros importantes:

1. La conductancia ( $G$ ), obtenida a partir de la parte real de  $Z$ ,  $Z'$ , representa la facilidad con la que una corriente eléctrica fluye a través del sistema.
2. La capacitancia ( $C$ ), obtenida a partir de la parte imaginaria de  $Z$ ,  $Z''$ , refleja la capacidad del sistema para almacenar carga eléctrica.

Existen dos formas comunes de representar gráficamente los resultados de EIS:

1. Diagrama de Nyquist: En este gráfico, la parte imaginaria ( $-Z''$ ) se representa frente a la parte real ( $Z'$ ). La forma del espectro en este diagrama proporciona información sobre la resistencia y la capacitancia del sistema.
2. Diagramas de Bode: Estos diagramas muestran el logaritmo del módulo de la impedancia ( $\log|Z|$ ) y el desfase ( $\phi$ ) en función del logaritmo de la frecuencia ( $\log\omega$ ). Se utilizan para analizar el comportamiento del sistema en función de la frecuencia.

La técnica más precisa para medir impedancias es la correlación de una onda seno, que mide una frecuencia a la vez y construye el espectro barriendo la frecuencia de la señal aplicada. Esta técnica permite obtener una representación detallada de la respuesta electroquímica del sistema en función de la frecuencia.

## Capítulo 2. Procedimiento experimental

### Fabricación de Aleaciones

Las aleaciones fueron fundidas en la condición de llegada en un horno de inducción de alto vacío, ( $10^{-3}$  Torr), posteriormente los lingotes se laminaron en caliente en un tren de laminación de 2 rodillos a  $450^{\circ}\text{C}$  sin recalentamiento. Así obteniendo dos aleaciones con dos diferentes procesos de cada una, de llegada y en laminado.

### Preparación de las muestras de aleaciones para los ensayos de corrosión

Una vez teniendo las aleaciones en condiciones, para iniciar con la preparación de los ensayos de corrosión es necesario obtener una muestra de  $1 \times 1$  (cm) de la aleación de cada proceso y porcentaje en este caso, fueron 4 muestras:

- Una de 4% de Magnesio de Llegada otra de 4% de Magnesio laminado.
- Una de 6% de Magnesio de Llegada y una de 6% de Magnesio laminado.



*Figura 1 Lingote de aleación Bi 4% llegada para muestra 1x1*

Después de obtener la medida deseada de cada aleación, se analizó cual sería la mejor cara de la muestra, para poder seguir con el proceso. En una superficie totalmente recta y uniforme, se lijaron las muestras usando las lijas grado 50 a 600 de forma vertical lijando de abajo hacia arriba continuamente con el fin de obtener un acabado superficial sin ralladuras ni deformaciones.

### Encapsulado de las muestras con resina

Una vez teniendo la medida de las muestras y obteniendo las superficies rectificadas y limpias, se procedió a cortar un tubo de PVC a la altura de cada muestra con la finalidad de obtener un recipiente donde se vertiera la resina.

Los moldes de PVC cortados, se colocan sobre una superficie recta y con vaselina porque actuará como agente separador haciendo que las muestras se puedan desmoldar con mayor facilidad.



*Figura 2 Medición de tubo para recipiente de muestra*

Una vez teniendo fijo cada molde con su respectiva muestra se rotulan con una nomenclatura para poder distinguirlos, además se fijaron con pedazos de plastilina que sellarán y ayudará a que no se derrame la resina a verter



*Figura 3 Resina epóxica en recipiente con las muestras*

Siguiendo con el procedimiento para las probetas, se utilizó catalizador y resina cristal con una relación de: 100ml de Resina x 3 gotas de Catalizador.

En un recipiente se vertió la mezcla y moviendo constantemente de manera circular hasta que no haya burbujas y sea homogénea, de manera precisa y lenta se colocan las muestras de las aleaciones en cada recipiente de PVC que previamente estaban en una superficie recta, se colocan en el centro de cada recipiente y se verte la resina hasta que quede a la altura deseada y sin ninguna burbuja en la mezcla.



*Figura 4 Solución de resina con catalizador en recipiente*

Para finalizar este proceso se colocan en un área limpia y libre de polvo, se tienen que dejar secar por 24hrs para tener la consistencia del encapsulado que requerimos para los demás procesos.

**Finalización del proceso de encapsulado y prueba de continuidad de corriente**

Posteriormente de 24hrs las probetas ya están endurecidas y listas para desmoldar con la ayuda de un martillo de goma se golpearán levemente para poder separarlas de los moldes de PVC, de no salir así se cortarán con una cegueta los moldes y poder separarlos de manera correcta.



*Figura 2 Muestra de aleación 4% de llegada encapsulado*

Una vez teniendo las muestras encapsuladas con un taladro y una broca de  $\frac{1}{4}$ " se realizó una perforación al centro del encapsulado para poder meter un tornillo en la pieza, esto con el fin de que estén en contacto con los electrodos y con un multímetro se pueda comprobar la continuidad de corriente, porque es necesario para las pruebas electroquímicas.

Antes de iniciar con las pruebas electroquímicas. el equipo que se utilizó en este caso el potencióstato estaba calibrado y en una superficie rectificada con la finalidad de tener resultados precisos y correctos.



*Figura 3 Muestra encapsulada con tornillo para probar la continuidad de corriente*

Para la solución, de prueba se utilizó solución Hank con un pH 7, esta solución simula el fluido de un organismo vivo (in vitro).

Además se utilizó un termo agitador (Barnstead Thermolyne) para poder calentar la solución a 35°C y así tener una mejor simulación de la temperatura de un organismo vivo, se empleó un termómetro de alcohol con un rango de -20 a 100°C para medir la temperatura de la solución.

### Desarrollo de las pruebas de corrosión utilizando la técnica polarización potenciodinámica.

Para el desarrollo de estas pruebas, el equipo se colocó sobre una superficie recta y firme para tener un mayor control y que no haya variaciones en los resultados, primero se tuvo que calentar la solución a 35° C esto con ayuda del termo agitador y midiendo con un termómetro de alcohol. Una vez llegando a la temperatura deseada se colocaron los instrumentos de potencióstato para poder iniciar, deben

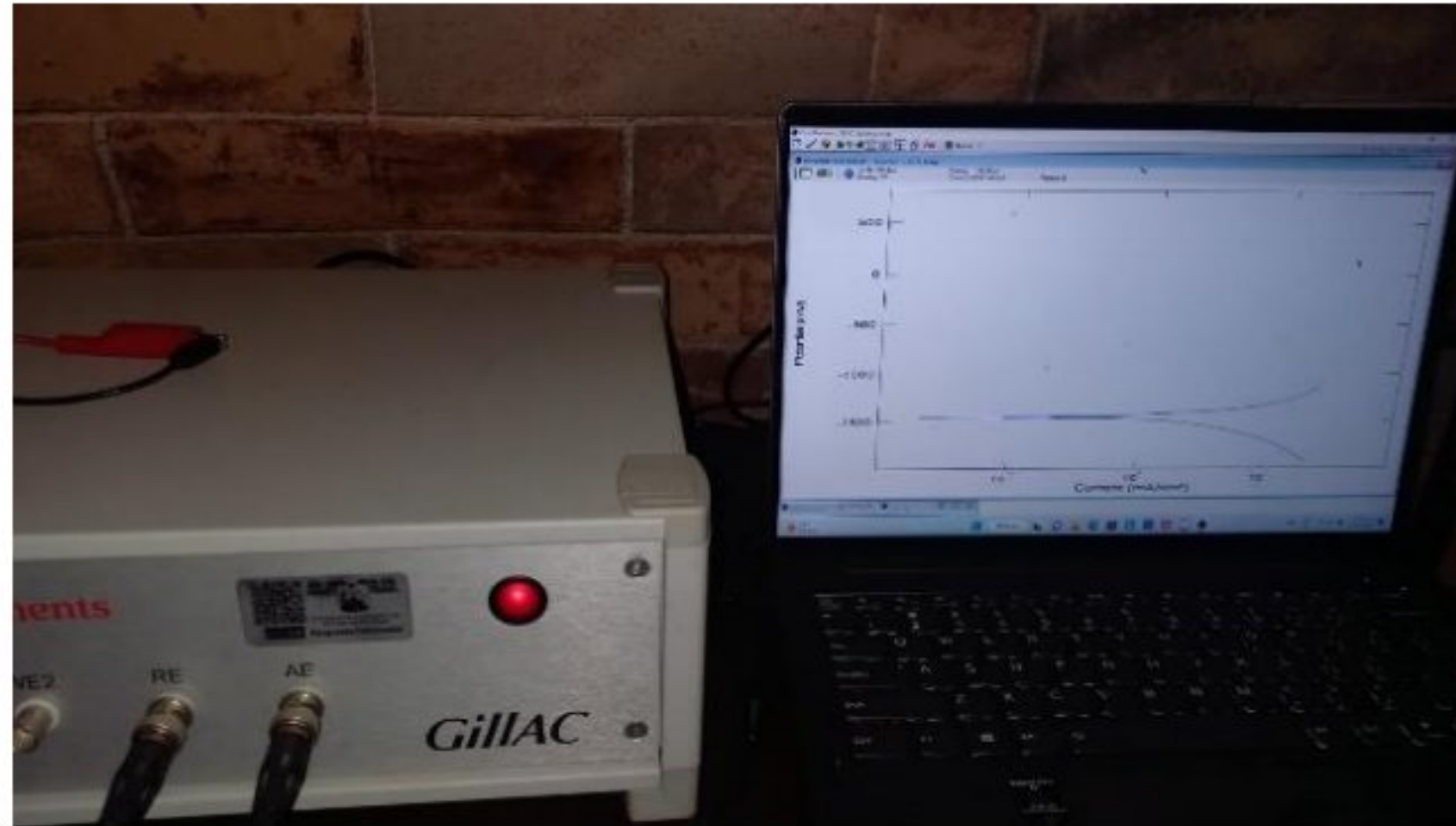
estar a la misma altura y sin generar burbujas, el auxiliar, el electrodo , el termómetro y elemento de trabajo para poder analizar los resultados.



*Figura 7 a) Herramienta lista para muestra al potenciostato de auxiliar, trabajo y corriente b) Conexión de muestra in vitro de aleación de bismuto 6% para prueba de polarización potenciodinámica*

Finalmente teniendo todas los instrumentos y parámetros correctos se empezó con pruebas instantáneas una para cada aleación polarizando en un rango de  $-300\text{mV}$  a  $800\text{mV}$ .

Antes de cada prueba las muestras de cada aleación se lijaron con lija 600 para que estuviera totalmente limpia y no afectara en los resultados. Para continuar con pruebas en función del tiempo, observando cómo se comportaba el material las pruebas se llevaron a cabo con una instantánea y una de 4hr ya que el material después de este periodo de tiempo se degradaba demasiado y ya no permitía continuar con las pruebas.



*Figura 4 Potenciostato y Software Gill AC serial No.1656 para la prueba de polarización*

## 1. Desarrollo de las pruebas de corrosión utilizando la técnica de espectroscopia de impedancia química.

Para las pruebas de Impedancia se utilizaron las mismas características y parámetros que las potenciodinámica, primero revisar las conexiones del potenciostato a nuestras muestras, aunado esto checar que se encuentre a la temperatura requerida, con la finalidad de tener las pruebas en un medio similar a un organismo. Revisar constantemente la temperatura del sistema que se encuentre a  $37^{\circ}$  con ayuda de un termómetro y el calentador, además de que no exista burbujas en la solución para que no varíen los resultados.



*Figura 5 Disposición de la celda electroquímica para la prueba de impedancia para aleación de*



De igual manera antes de empezar con cada prueba, las muestras se lijaron con lija grado 600 para quitar las impurezas, que se podrían presentarse en la superficie de las aleaciones y que no interfiera a la hora de tener el análisis de los resultados

Las pruebas de impedancia se llevaron a cabo para cada muestra de aleación y su respectivo tratamiento, en pruebas instantánea y pruebas en el tiempo con 4hrs de duración.



*Figura 6 Superficie de la muestra después de la prueba de impedancia de 4hrs*

## Capítulo 3. Resultados

### 1. Caracterización microestructural

En las (Figuras 11 y 12) se muestran las micrografías de las aleaciones 4%Bi y 6%Bi respectivamente, aunque no existe un sistema universal para designar las aleaciones de magnesio, se tiende a utilizar la nomenclatura ASTM International, un sistema estándar ASTM de cuatro partes para la designación de aleaciones para aleaciones de magnesio por lo que las aleaciones bajo estudio según esta nomenclatura quedarían de la siguiente manera:

BX41-F de llegada o en la condición de fábrica para 4%

BX61-F de llegada o en la condición de fábrica para 6%

BX41L Laminado para 4%

BX61L Laminado para 6%

Las microestructuras consisten principalmente de Magnesio con Bismuto en solución sólida rodeada por una fase eutéctica con una estructura laminar la cual consiste de capas alternadas de Magnesio y del Inter metálico  $(\text{BiMg})_2\text{Ca}$  de la cual existe mayor presencia en la aleación 6%. En la condición de laminado la metalografía para la preparación de las muestras para microscopia no fue posible debido a que las muestras presentaban una estructura demasiado frágil, en contacto con los abrasivos lo que provocaba la degradación de las mismas, antes de alcanzar las condiciones necesarias para observarlas en el microscopio óptico, por lo que se optó por prescindir de su caracterización microestructural. Sin embargo se predice que su microestructura consta principalmente de granos de Magnesio recristalizados alargados en el sentido de la laminación y la presencia de bismuto en solución sólida, con una distribución más homogénea que en la condición de fundición debido al efecto de la temperatura y el esfuerzo mecánico, así mismo la presencia de la fase eutéctica sería mucho menor debido al efecto de la temperatura de laminado sobre la misma haciendo que esta se transforme en Magnesio y bismuto en solución sólida.

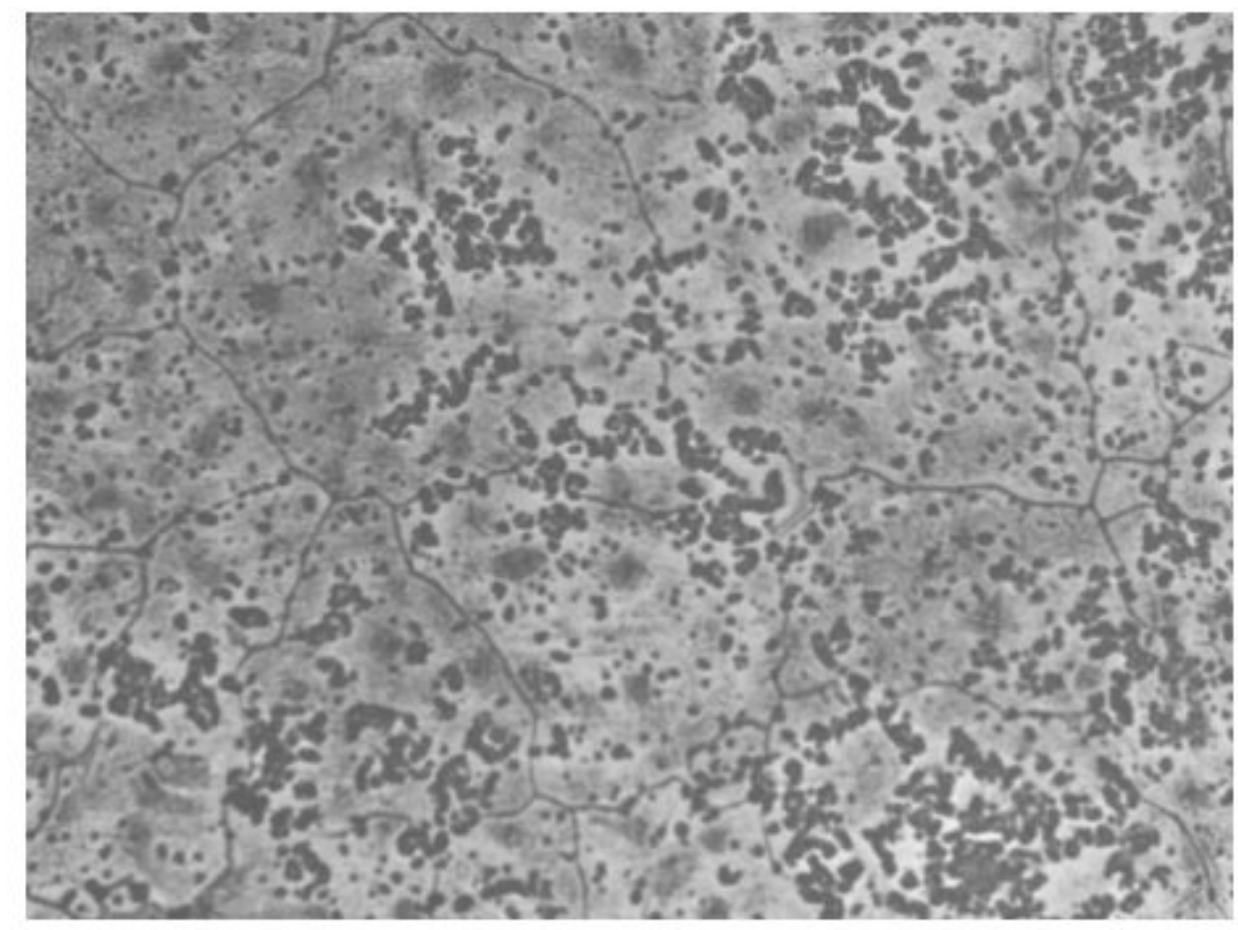
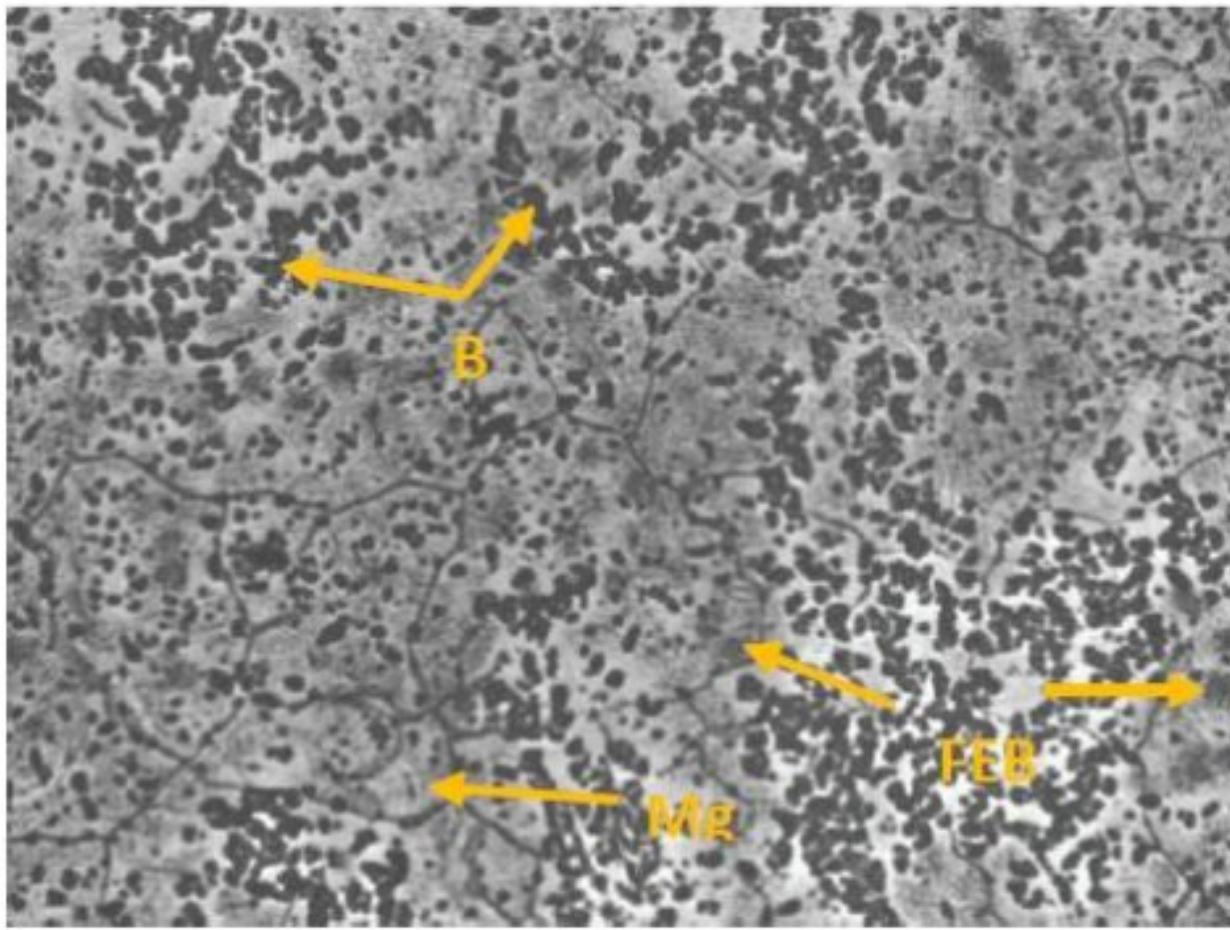


Figura 7. Micrografía por microscopía óptica de la Microestructura de la Aleación de llegada 4%Bi de llegada en la que se observan las diferentes fases. Mg (Magnesio), B (Bismuto en solución solida), FEB ( Fase eutéctica Mg y  $(BiMg)_2Ca$ ).

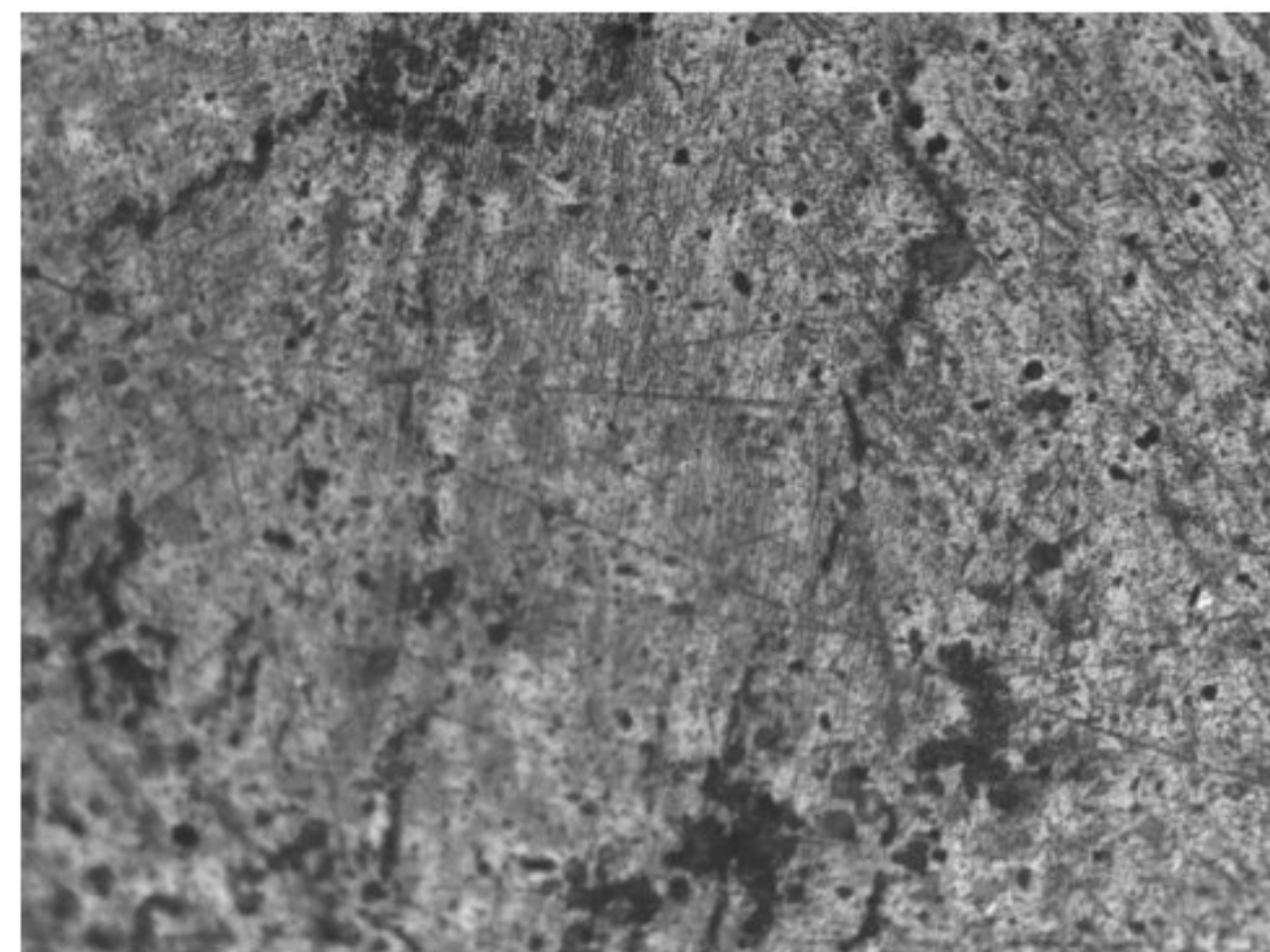
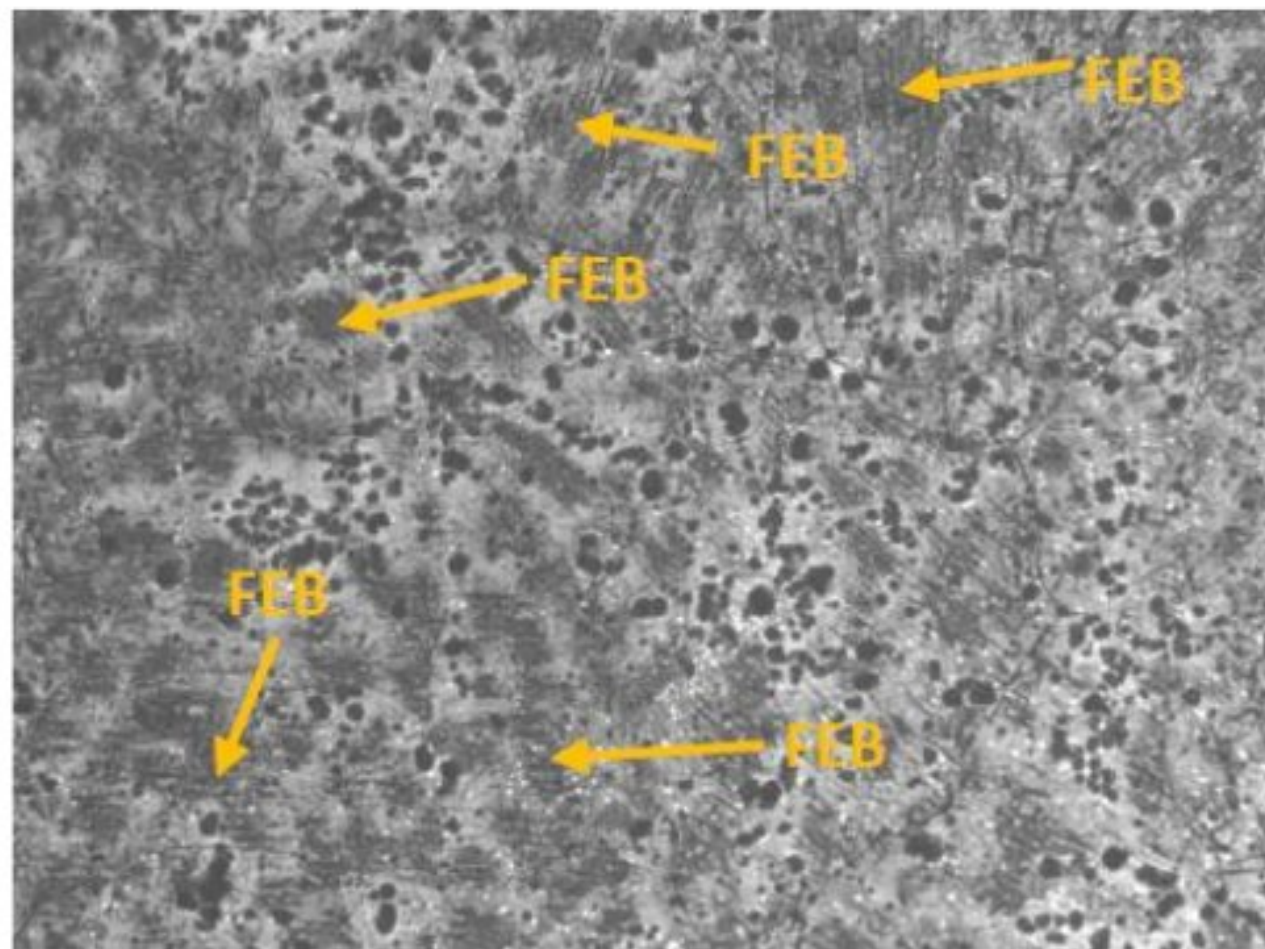
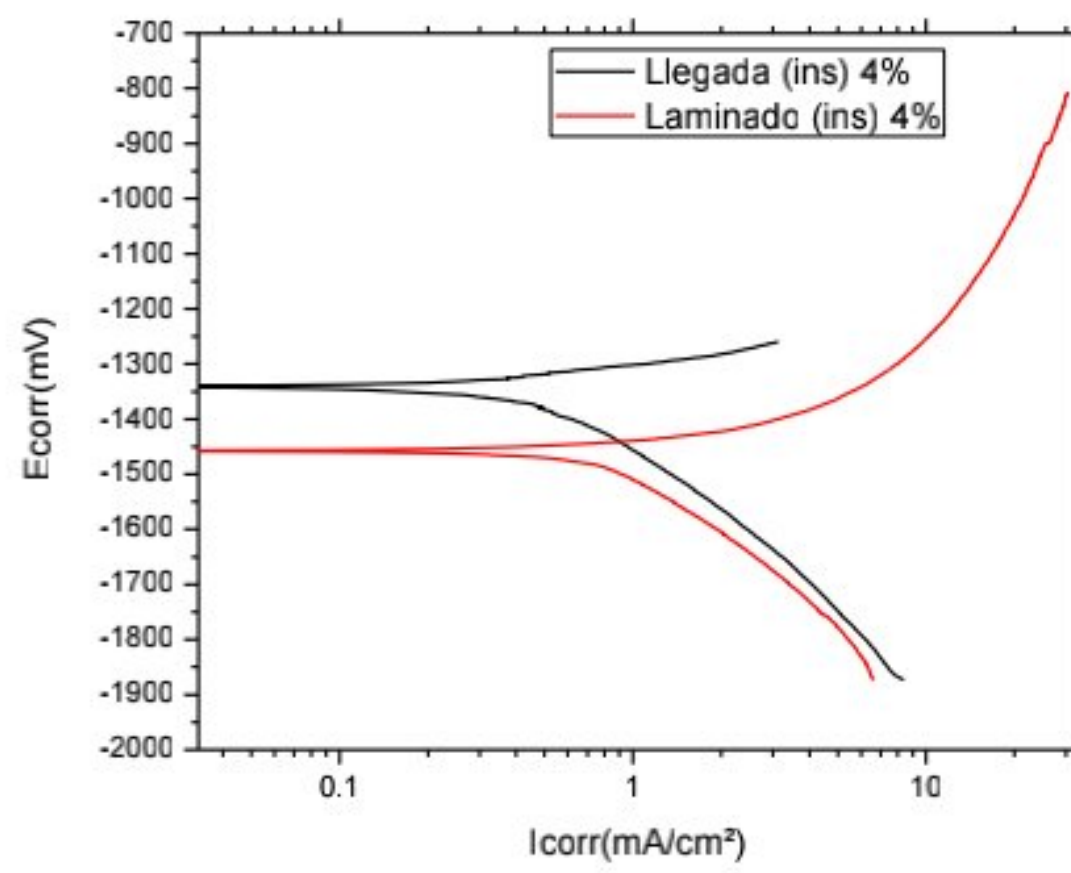


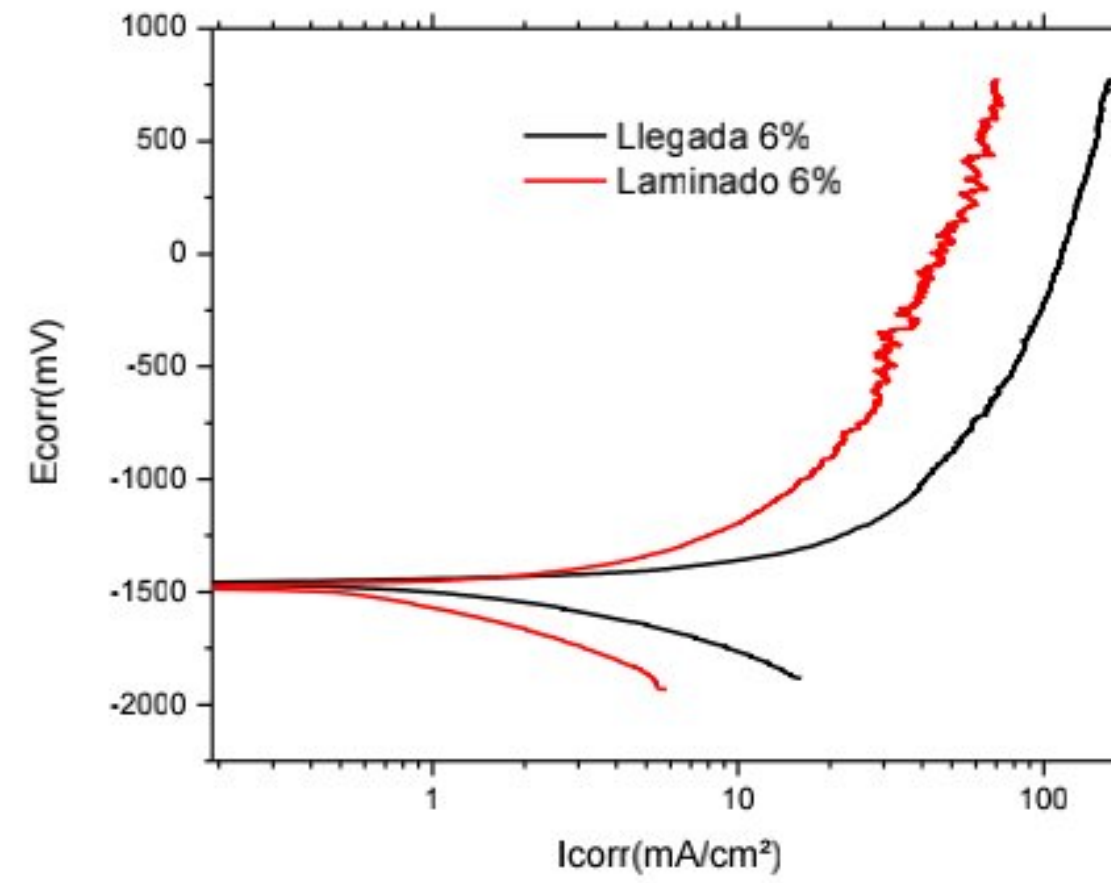
Figura 12 Micrografía por microscopía óptica de la Microestructura de la Aleación de llegada 6%Bi

## 2. Ensayos de corrosión de polarización potenciodinámica.

### Graficas de Polarización Instantáneas



A



B

Figura 13 Diagrama de Polarización en Aleación con Mg al 4% para prueba instantánea B) Grafica de Polarización en aleación con Magnesio de 6% para prueba instantánea

Tabla 3 Valores de  $I_{corr}$  y  $E_{corr}$  en pruebas instantáneas para las aleaciones con 4% y 6% de Magnesio con sus tratamientos.

Instantáneas Polarización		
	$I_{corr}(mA/cm^2)$	$E_{cor}(m/V)$
Llegada 4%	1.21132475E-6,	-856.530857
Laminado 4%	8.65577875	-1442.855
Llegada 6%	14.8272733,	-1453.56501
Laminado 6%	3.95439794	-1424.3559

## Polarización en el tiempo

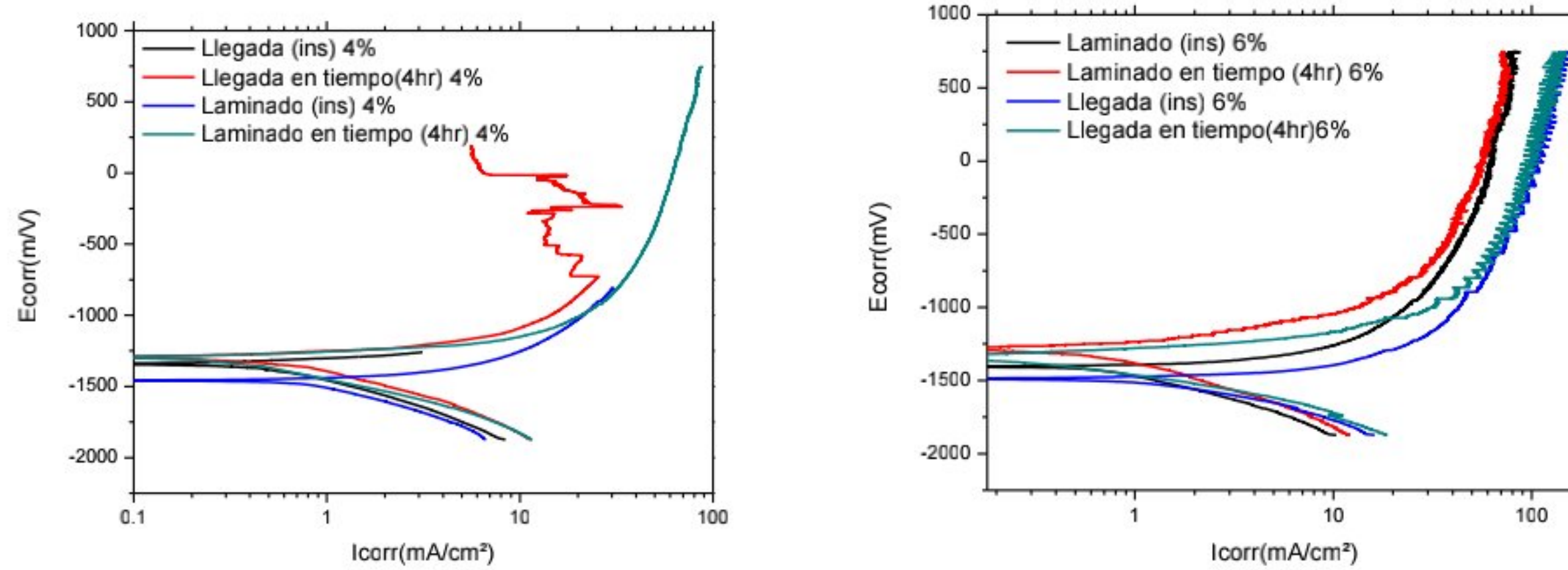


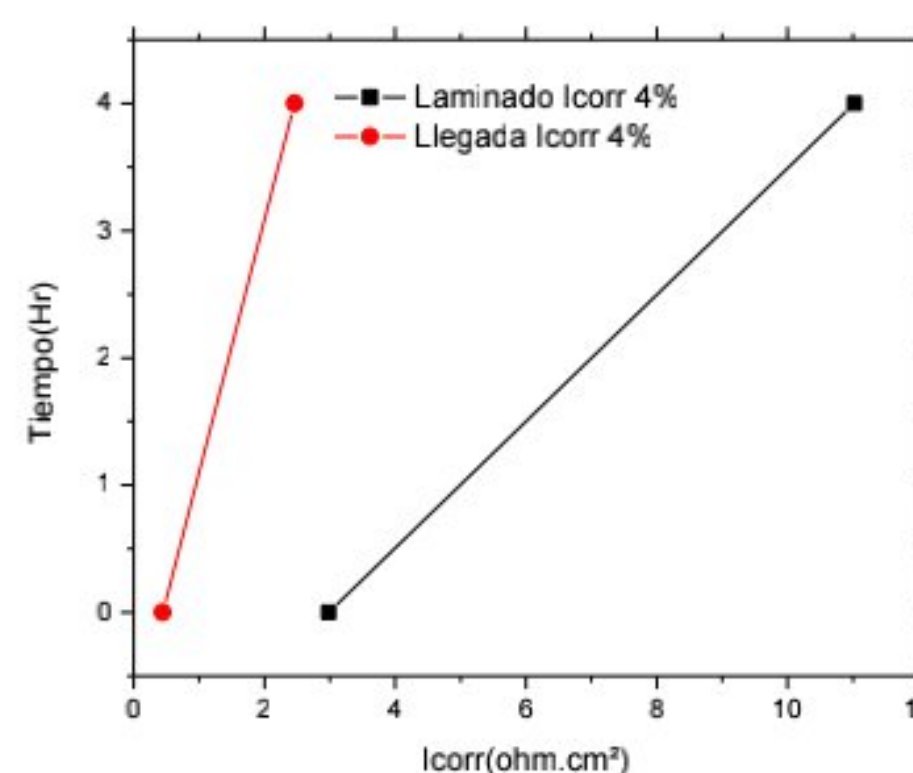
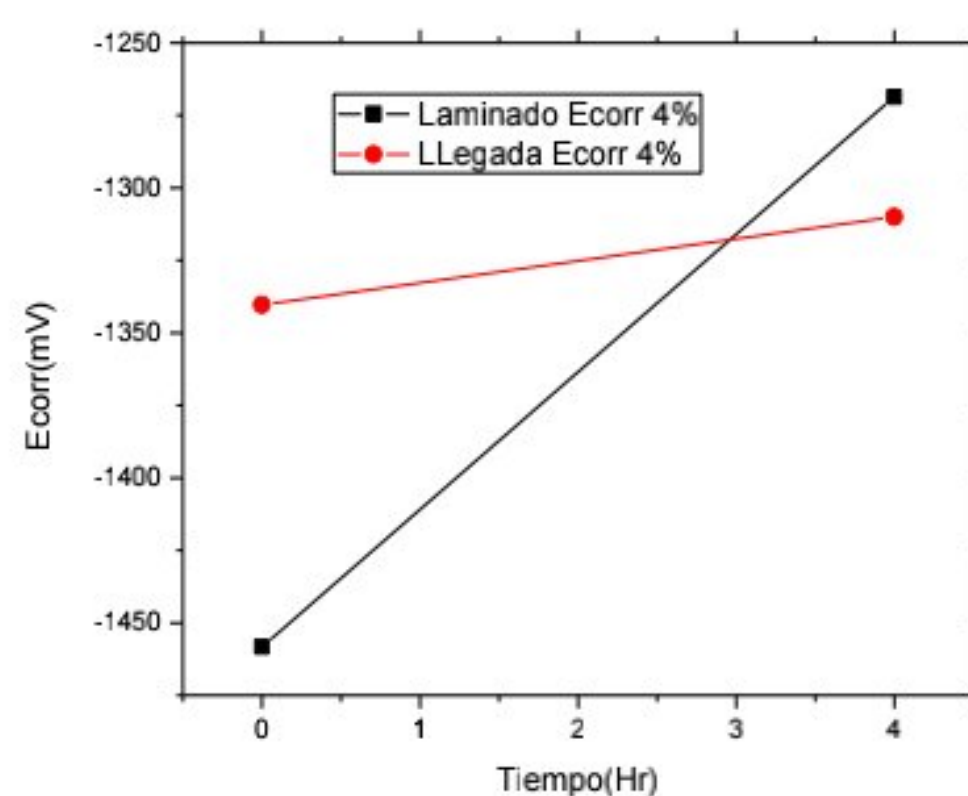
Figura 14 Grafica de Polarización para la aleación de 4% de Magnesio en probeta para prueba en el tiempo B) Gráfica de Polarización para la aleación con 6% de Magnesio en probeta para prueba en el tiempo

Tabla 4 Valores de  $I_{corr}$  y  $E_{corr}$  para la Aleación con 4% de Magnesio en pruebas en el tiempo con sus diferentes tratamientos

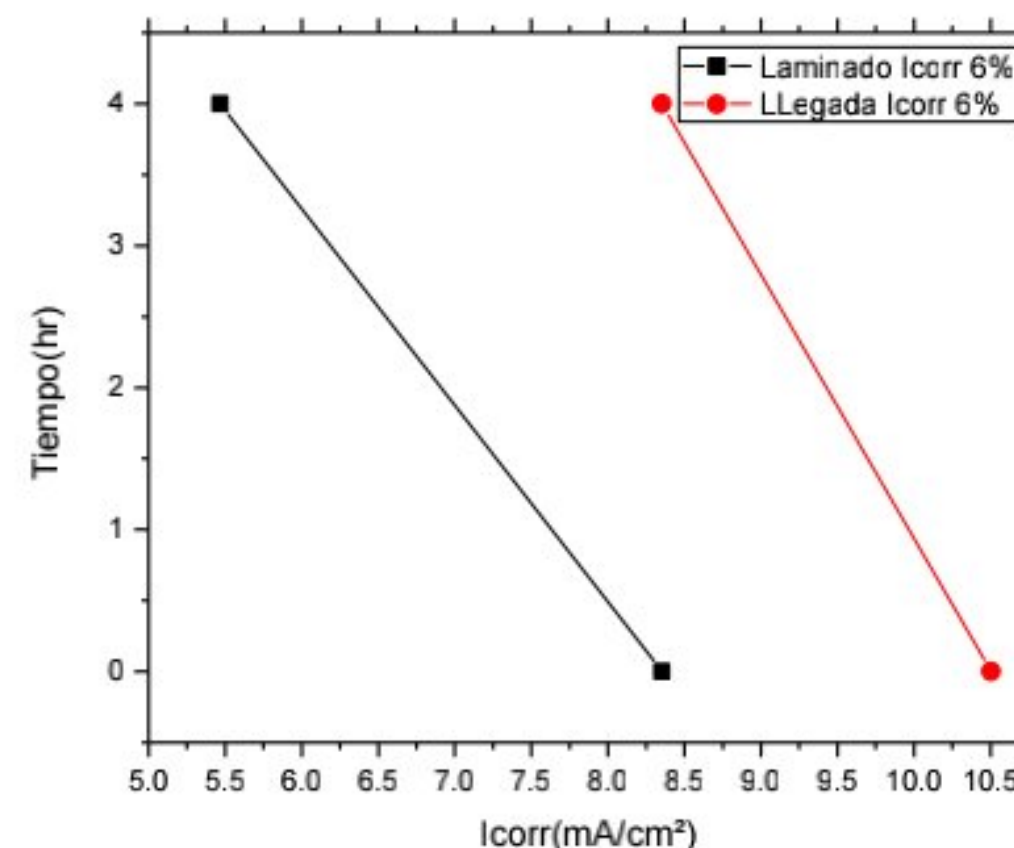
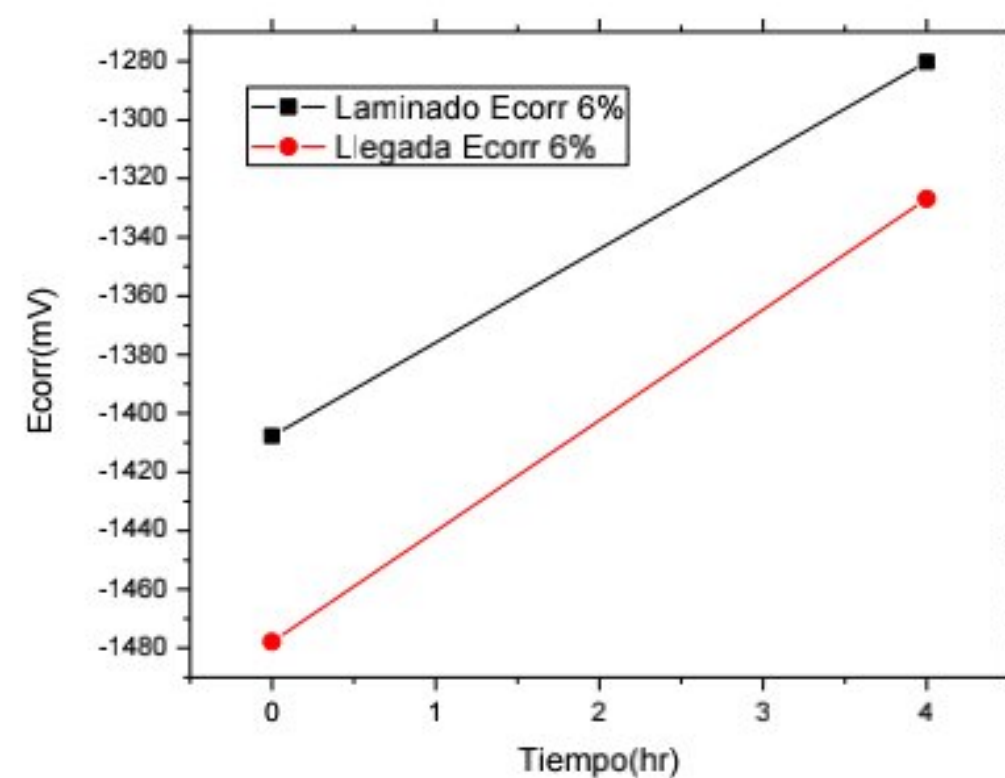
Polarización en el tiempo aleación con 4% de Magnesio		
	$I_{corr}$ (mA/cm <sup>2</sup> )	$E_{corr}$ (mV)
Llegada (Instantánea)	0.44225533	-1340.32355
Llegada en tiempo(4hr)	2.46228863	-1309.99101
Laminado (Instantánea)	2.98261289	-1458.26842
Laminado en tiempo (4hr)	11.0232001	-1268.574

Tabla 5 Valores de  $I_{corr}$  y  $E_{corr}$  para la aleación con 6% de Magnesio en pruebas en el tiempo con sus diferentes tratamientos.

Polarización en el tiempo de Aleación en 6%		
	$I_{corr}$ (mA/cm <sup>2</sup> )	$E_{corr}$ (mV)
Laminado (Instantánea)	8.35362547	-1407.80407
Laminado (4hr)	5.46582812	-1280.25764
Llegada (instantánea)	10.5045699	-1477.90593
Llegada (4hr)	8.8176482	-1326.99221



A) Gráfica de Comportamiento de  $E_{corr}$  respecto al tiempo para aleación de 4% de Magnesio con Laminado y Llegada B) Gráfica de Comportamiento de  $I_{corr}$  respecto al tiempo para aleación de 4% de Magnesio con Laminado y Llegada



C) Gráfica de Comportamiento de  $E_{corr}$  respecto al tiempo para aleación de 6% de Magnesio de Llegada y Laminado , D) Gráfica de Comportamiento de  $I_{corr}$  respecto al tiempo para aleación de 6% de Magnesio de Llegada y Laminado

### 3. Ensayos de corrosión de espectroscopia de impedancia electroquímica.

#### Graficas de Impedancia

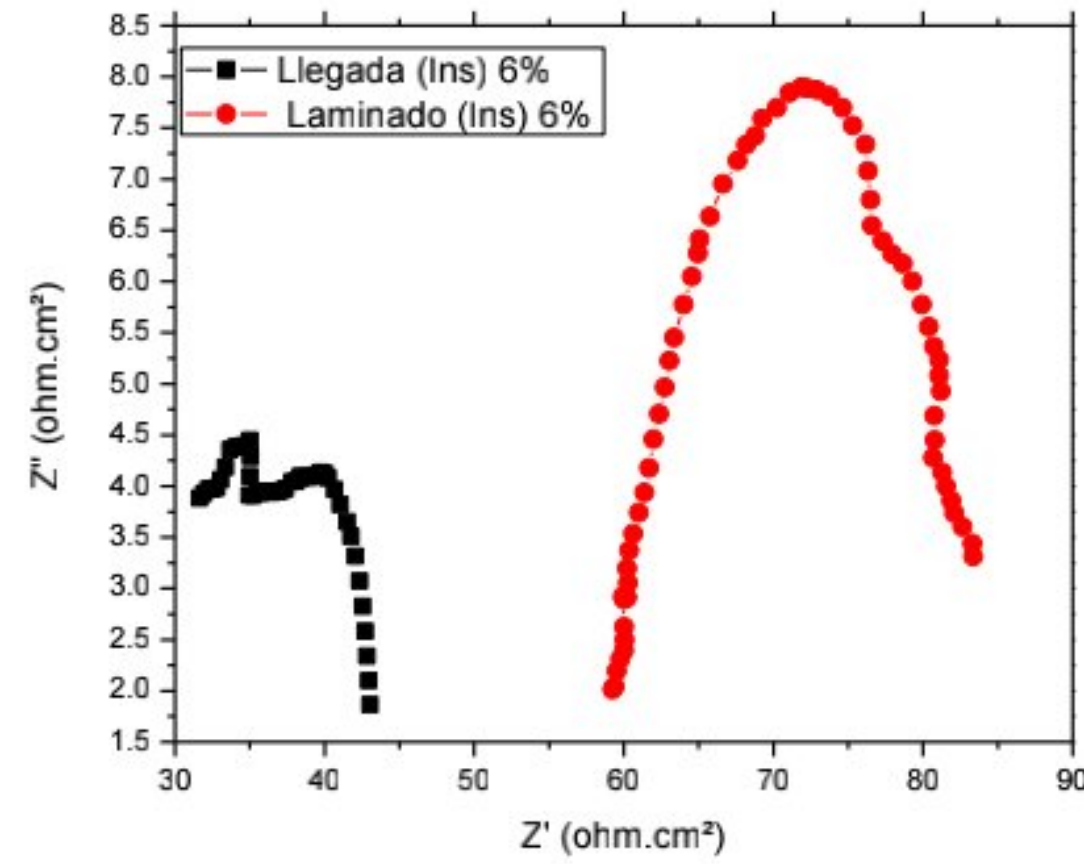
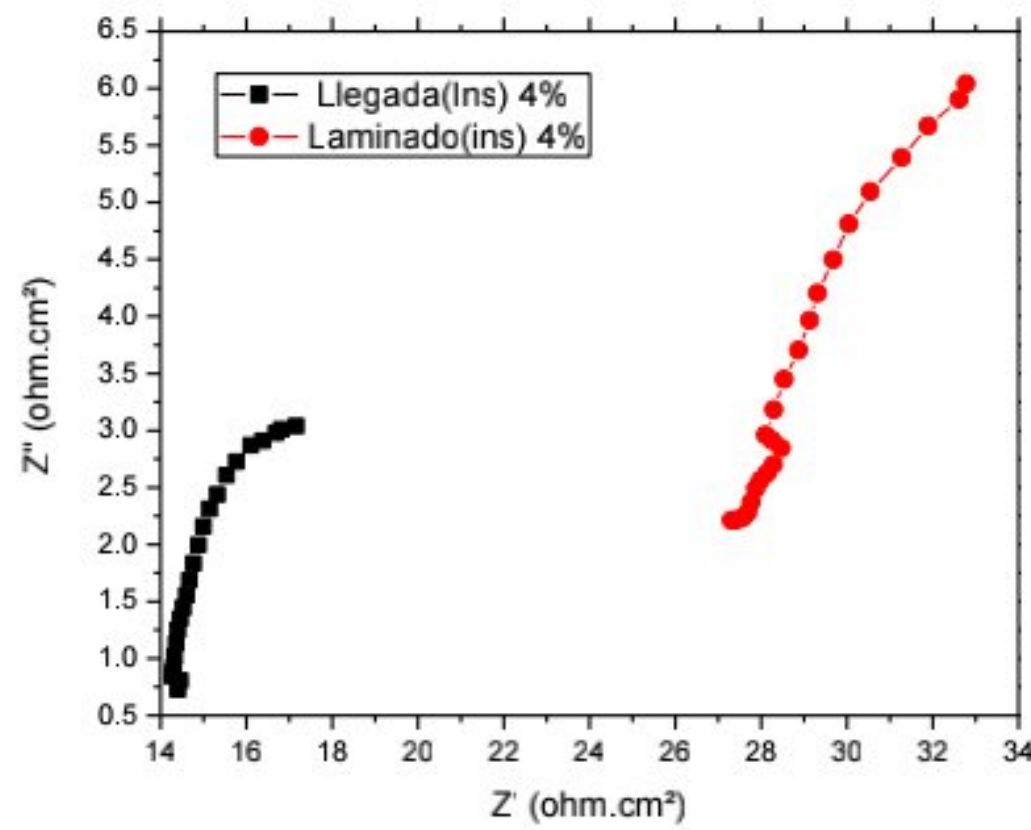


Figura 17 Diagrama de Nyquist para la aleación con 4% de Magnesia en probeta para prueba instantánea b) Diagrama de Nyquist para la aleación con 6% de Magnesia en probeta para prueba instantánea

#### Graficas Theta, Frecuencia (Hz)

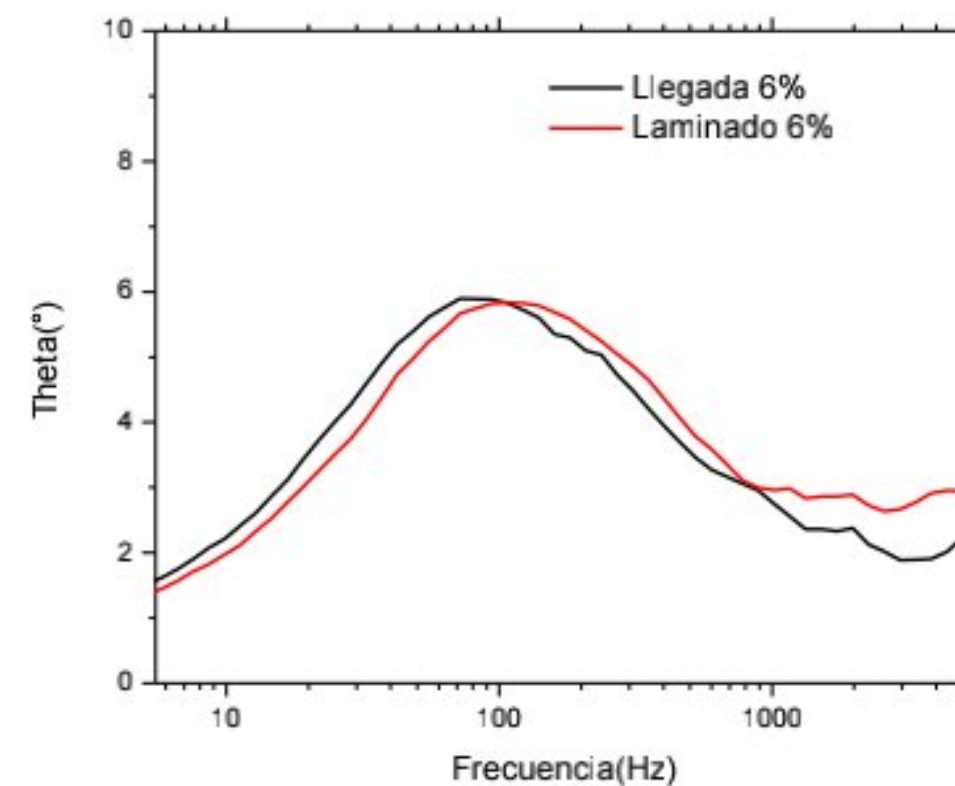
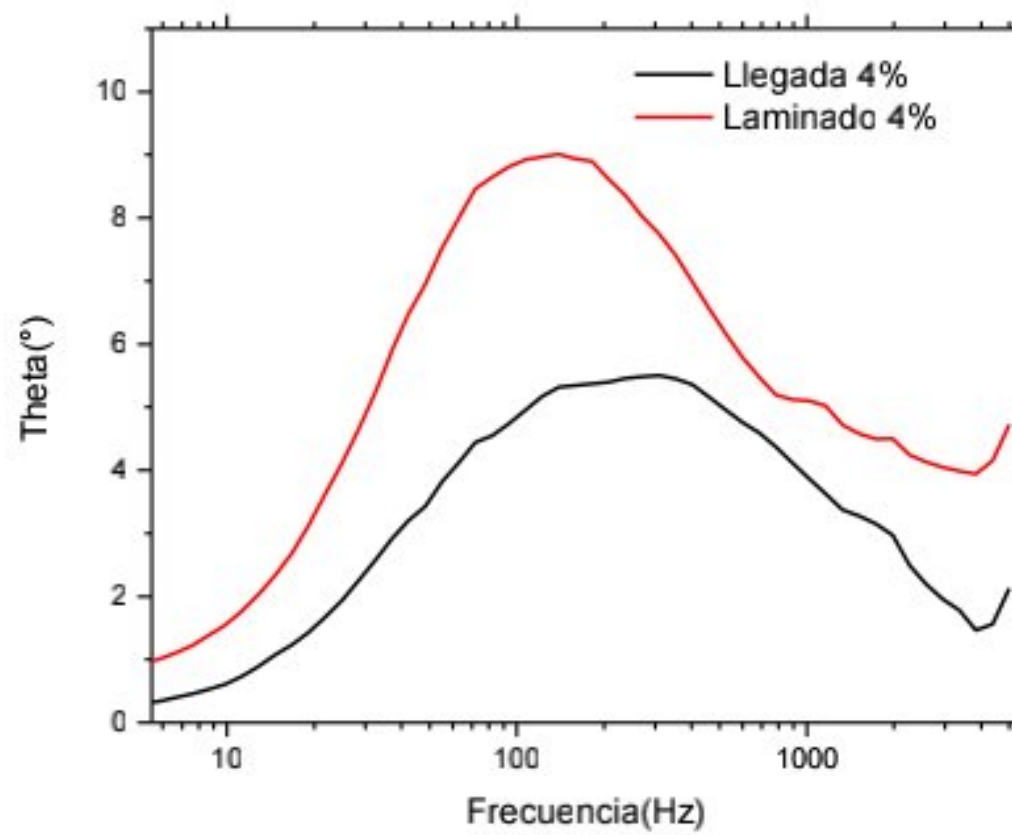


Figura 18 Diagrama de Bode del desfase de Angulo vs frecuencia para la aleación con 4% de Magnesio en probeta para pruebas instantáneas B) Diagrama de Bode del desfase de Angulo vs frecuencia para la aleación con 6% de Magnesio en probeta para pruebas instantáneas

## Módulo de Impedancia

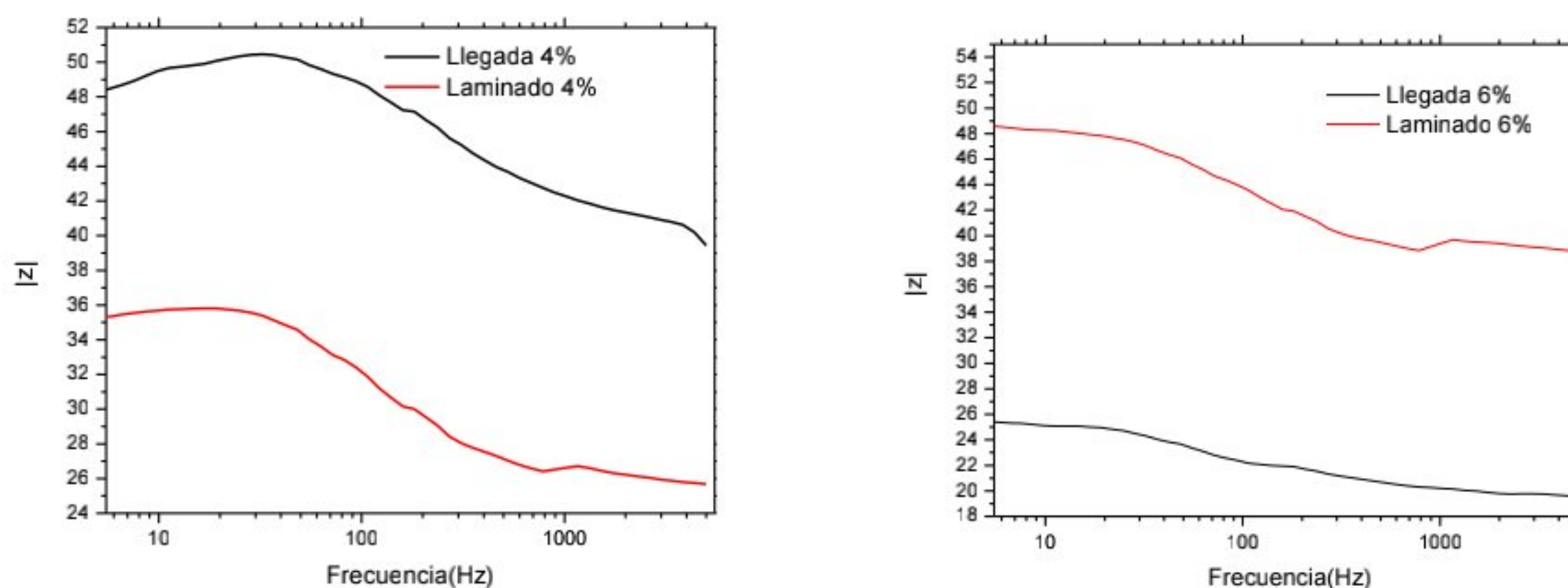
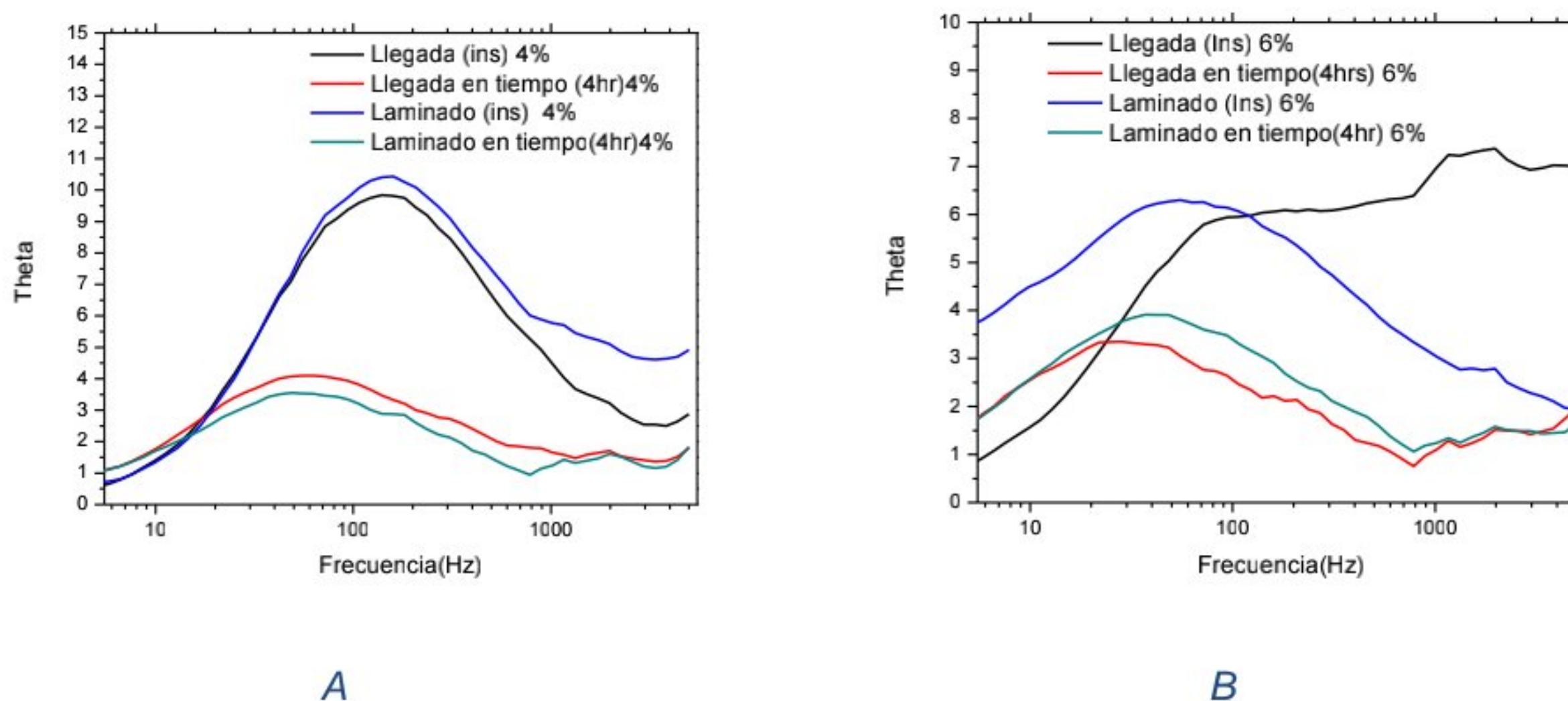


Figura 19 Diagrama de Modulo de Impedancia vs Frecuencia para la aleación con 4% de Magnesio en probeta para prueba instantánea B) Diagrama de Modulo de Impedancia vs Frecuencia para la aleación con 6% de Magnesio en probeta para prueba instantánea

## Graficas Theta-Frecuencia en el Tiempo.



A

B

Figura 20 Diagrama de desfaseamiento del ángulo vs Frecuencia para la aleación con 4% de Magnesio en probeta para pruebas en el tiempo con sus diferentes tratamientos. B) Diagrama de desfaseamiento del ángulo vs Frecuencia para la aleación con 6% de Magnesio en probeta para pruebas en el tiempo con sus diferentes tratamientos.



## Gráficas Z real- Z Imaginaria

Aleación de Magnesio 4%

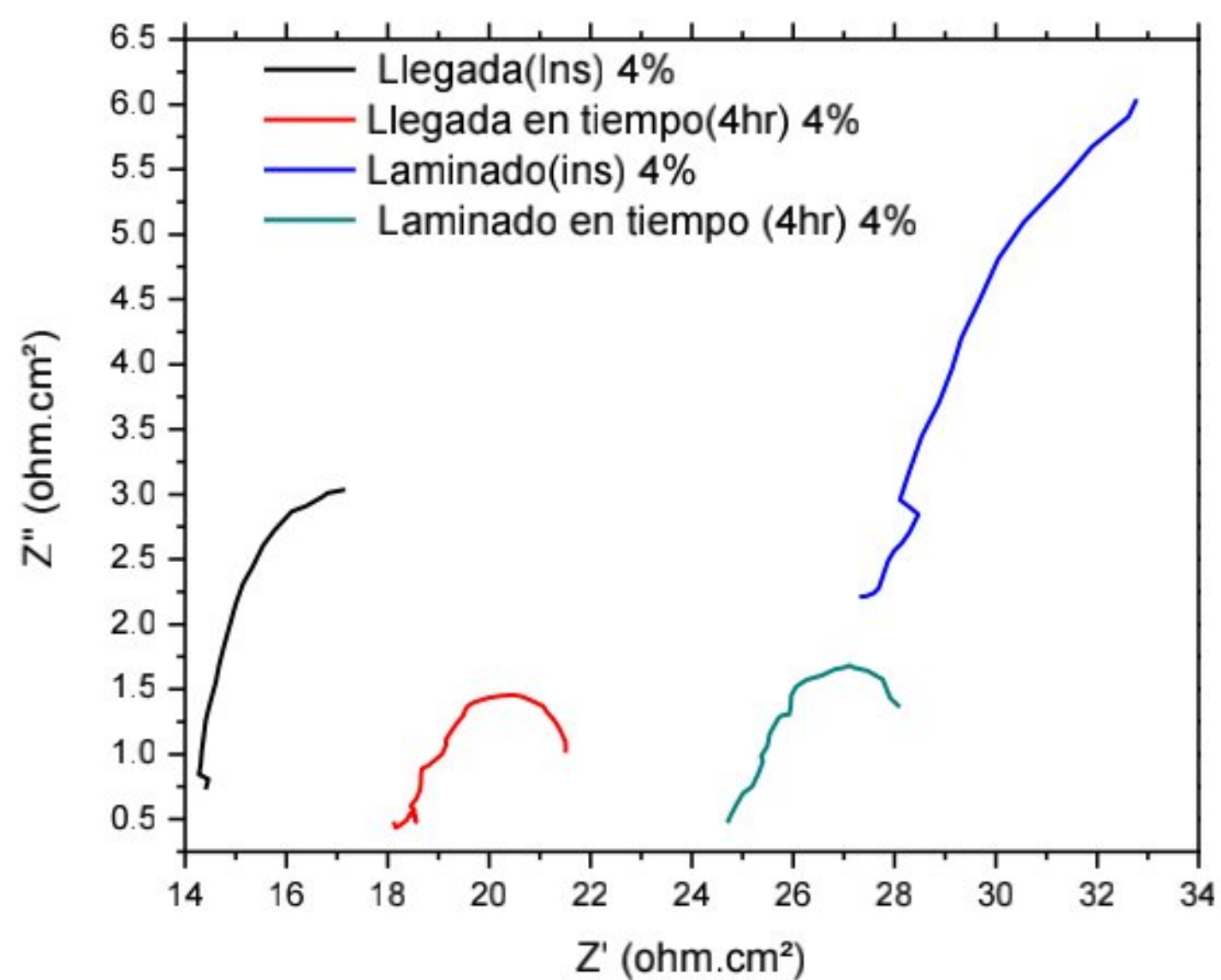


Figura 21 Diagrama de Nyquist para la aleación con 4% de Magnesio en probeta para prueba en tiempo con sus diferentes tratamientos

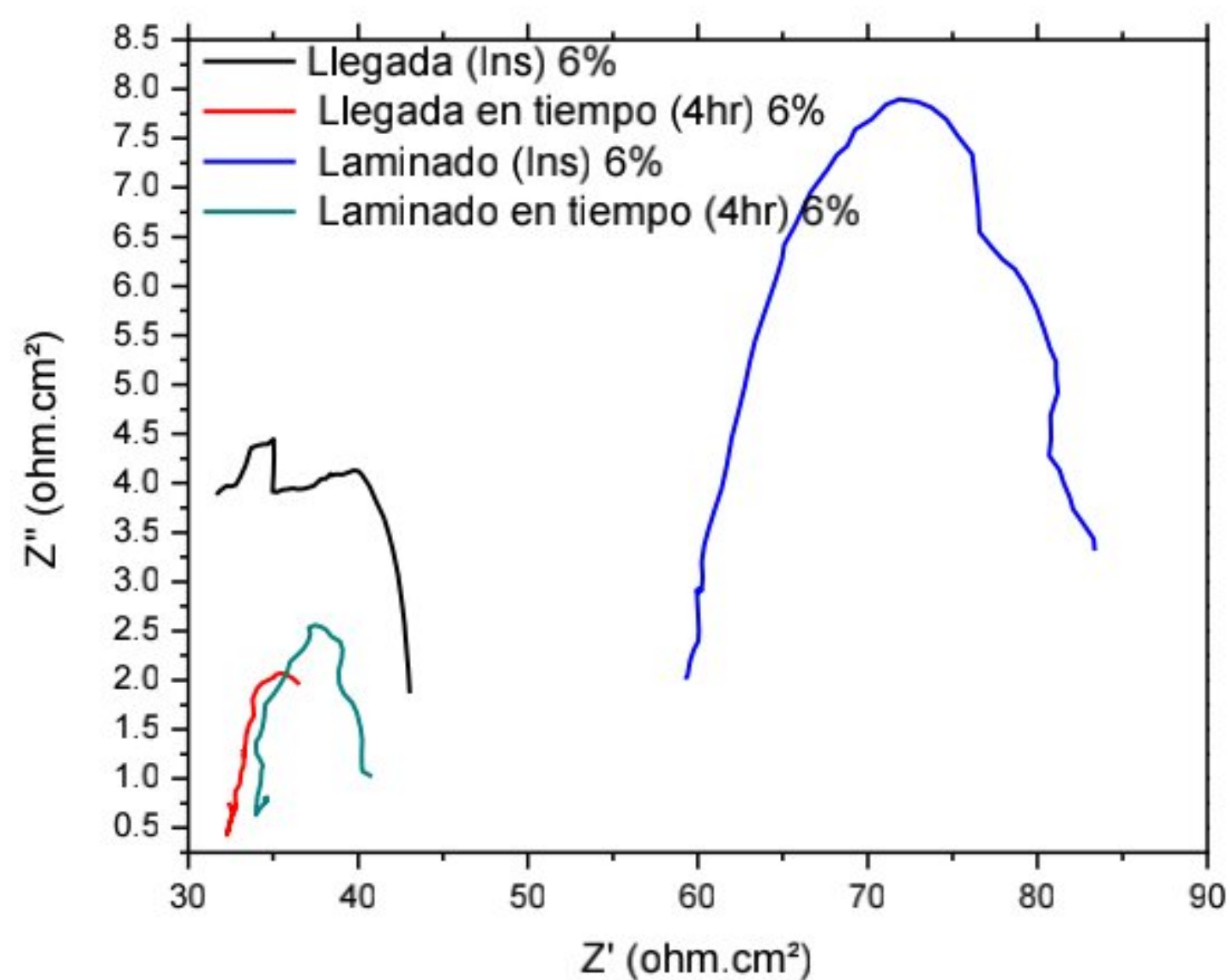


Figura 22 Diagrama de Nyquist para la aleación con 6% de Magnesio en probeta para prueba en tiempo con sus diferentes tratamientos.

## Módulo de la Impedancia

Graficas de módulo de impedancia en el tiempo

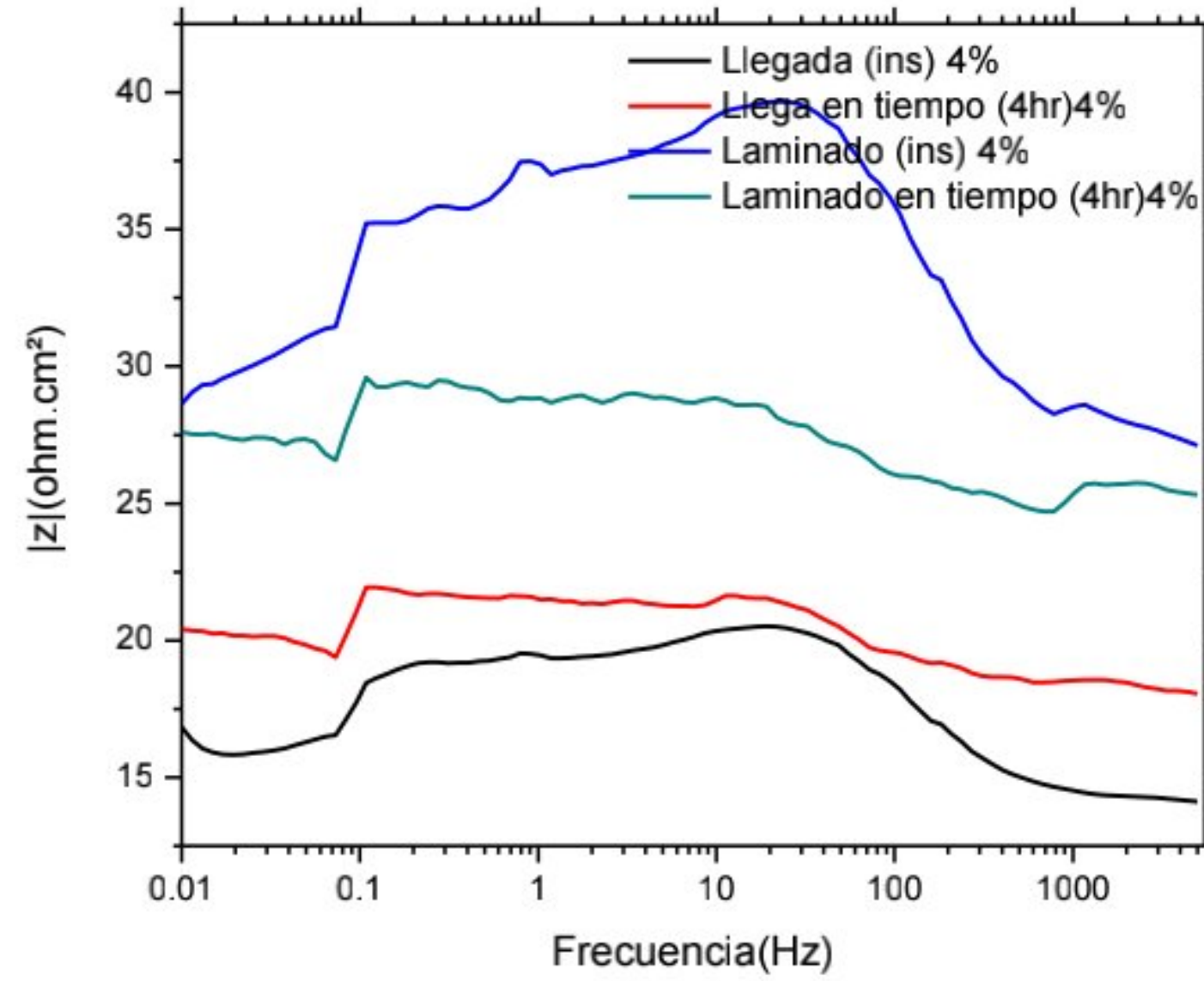


Figura 23 Grafica de Modulo de Impedancia vs Frecuencia para la aleación con 4% de Magnesio en el tiempo con sus diferentes tratamientos.

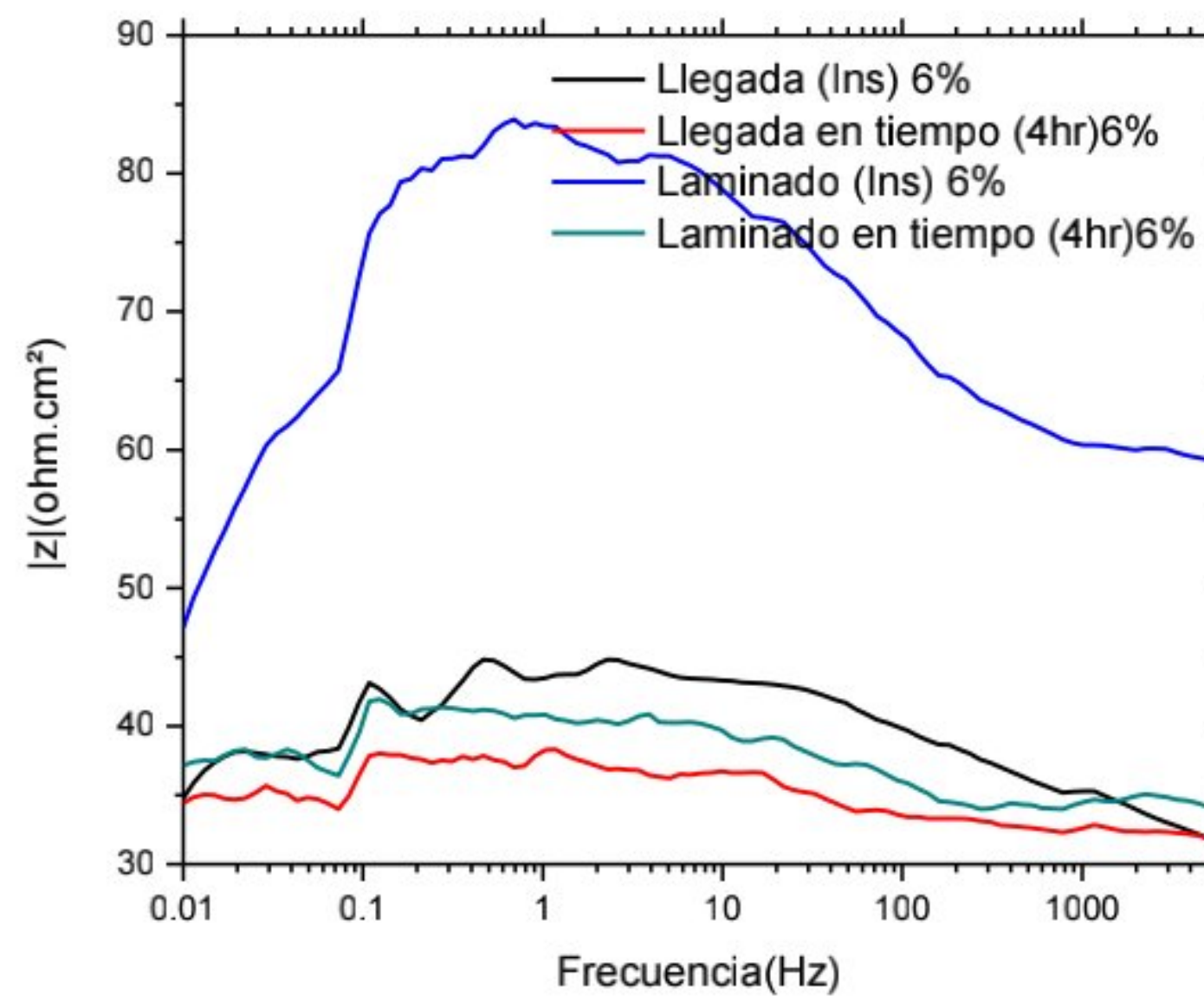


Figura 24 Grafica de Modulo de Impedancia vs Frecuencia para la aleación con 6% de Magnesio en el tiempo con sus diferentes tratamientos.

## Capítulo 4. Análisis y discusión de resultados

En los resultados de las pruebas de polarización potenciodinámica de la (Figura 13) se muestran las curvas de polarización instantáneas para las aleaciones 4%Bi y 6%Bi en las condiciones de llegada y laminado respectivamente, en las cuales se observa que no existe pasivación en ningún caso, únicamente se presenta un mecanismo de disolución anódica continua en la rama anódica la cual se comporta de manera asintótica.

Sin embargo si existe una gran diferencia en la densidad de corriente de corrosión ( $I_{corr}$ ), exhibiendo el máximo valor la aleación 6%Bi de llegada (  $10.5 \text{ mA/cm}^2$ ) y el menor valor la aleación 4%Bi de llegada con un valor de  $0.4 \text{ mA/cm}^2$ . Los resultados anteriores indican que el principal proceso al que estaría relacionado el mecanismo de disolución anódica continua sería por difusión de especies, lo cual en los resultados de la prueba de EIE en los diagramas de Nyquist (Figura 17) muestran la tendencia a formar un semicírculo para las cuatro condiciones, (4%Bi,6%Bi de llegada y laminado) lo anterior está relacionado con un proceso de transferencia de carga, esto quiere decir que sobre la superficie del material existió la presencia de productos de corrosión formando una película no protectora muy permeable lo que ocasiono eventualmente la disociación de las especies y acumulación de cargas positivas y negativas en la interface, las cuales migraron hacia la solución con un gradiente de velocidad relativamente alto debido a las características altamente permeables de dicha capa, evidencia de lo anterior se puede confirmar al analizar los resultados en los diagramas de bode en la (Figura 18 ) en la que se observa que el ángulo de desfase  $\theta$  es bajo , con valores de entre  $6^\circ$  y  $9^\circ$  esto quiere decir que la capa de productos de corrosión sobre la superficie del material no tiene demasiada resistencia al permitir el alto flujo de cargas a través de ella.

Por otra parte, el módulo de la impedancia  $|Z|$  en la (Figura 19). exhibe valores también relativamente bajos en las dos aleaciones para ambas condiciones, en el rango de 25 a  $48 \text{ Ohm/cm}^2$  lo que es evidencia de la poca resistencia que presenta el sistema bajo estudio a la transferencia de carga, considerando la resistencia del material, la presencia de productos de corrosión sobre la superficie del material y la resistencia de la solución.

En los resultados de las pruebas de polarización potenciodinámica en función del tiempo, las curvas de polarización de la (Figura 14) al igual que en las pruebas instantáneas muestran un comportamiento asintótico, excepto la aleación 4%Bi,

después de 4 horas de exposición tiende a presentar un mecanismo de pasivación el cual finalmente no se alcanza, es decir que prevaleció un mecanismo de disolución anódica continua con valor un máximo de  $I_{corr}$  para la aleación 4%Bi de  $11.02 \text{ mA/cm}^2$  y un valor mínimo de  $2.46 \text{ mA/cm}^2$  para la aleación 4%Bi en la condición de llegada, analizando los diagramas de Nyquist de la (Figura 21 y Figura 22) correspondientes a las pruebas en función del tiempo se observa que la tendencia de las curvas es a formar un semicírculo, lo que indica que el principal proceso de degradación es por transferencia de carga.

Sin embargo, en estas graficas también se aprecia que al igual que en las pruebas instantáneas en el eje de la impedancia real  $Z$  los valores varían considerablemente sin presentar una tendencia aparente, es decir que cada prueba en particular ya sea instantánea o en función del tiempo presenta un comportamiento específico, que está relacionado con la resistencia de la solución, la cual varía dependiendo de la densidad de cargas positivas y negativas, presentes en la solución. En los diagramas de Bode en función del tiempo (Figura 20<sup>a</sup> Y figura 20b) se observa que el ángulo de desfaseamiento  $\Theta$ , entre 30 y 50Hz presenta los mayores valores los cuales están entre 3 y 4 grados, los cuales son relativamente bajos, evidencia de la presencia de un mecanismo de disolución anódica continua, también se observa en esta misma figura que a través del tiempo, se incrementa el nivel de disolución al disminuir el ángulo de desfaseamiento en comparación con las pruebas instantáneas para ambas aleaciones en las dos condiciones. En las gráficas del módulo de la impedancia  $|Z|$  en función del tiempo (Figura 23 y Figura 24) se observa que para la condición de laminado instantánea se presentan los valores mayores de entre 37 y 80 Ohms/cm<sup>2</sup> siendo este último el correspondiente a la aleación 6%Bi, a pesar de lo anterior la tendencia para ambas aleaciones en las dos condiciones es a disminuir  $|Z|$  a mayor tiempo de inmersión.

En la microestructura de la (Figura 11) correspondiente a la aleación Bi4% de llegada se observa que la cantidad de bismuto en solución sólida es mucho mayor que en la aleación Bi6%, de llegada (Figura 12) en estas mismas micrografías también se aprecia que la cantidad de la fase eutéctica es menor en Bi4% que en Bi6%.

Lo anterior indica que la fase eutéctica en la aleación Bi6% es la responsable en el incremento en la  $I_{corr}$ , esta afirmación se apoya en el hecho de la presencia como un par galvánico de la fase eutéctica (Mg y (BiMg)<sub>2</sub>Ca) aún más activa que el propio Mg tomando en consideración sus potenciales estándar de electrodo en relación con el electrodo estándar de Hidrogeno: Mg (-2.36 V) más anódico mayor tendencia a corroerse, Ca (-1.85 V) anódico, Bi (+0.32 V) catódico menor tendencia a corroerse. Por otra parte, en la condición de laminado para la aleación Bi4% en las pruebas instantáneas, la  $I_{corr}$  aumenta y para Bi6% disminuye, el comportamiento

anterior tiene que ver con la redistribución y transformación de las fases presentes debido al tratamiento termo mecánico de laminado como se menciona en párrafos anteriores.

En las pruebas en el tiempo, en general se presenta un comportamiento bastante interesante, como se observa en los valores de la (Tabla 4). para Bi4% la  $I_{corr}$  después de 4 horas de exposición en ambas condiciones tiende a aumentar contrario a la aleación Bi6% en la que la  $I_{corr}$  disminuye, es decir que las fases antes y después del laminado, sobre todo la fase eutéctica forma productos de corrosión sobre la superficie del material que retrasan la difusión de especies hacia el electrolito. En la literatura especializada se ha encontrado que debido a que la evaluación a la corrosión se realiza en la solución salina Hank balanceada, esta libera iones como  $Ca^{2+}$ ,  $PO_4^{3-}$ , y  $HPO_4^{2-}$  estos iones reaccionan con los iones libres de  $OH^-$  para formar una capa de apatita de acuerdo a la siguiente reacción:



La capa de apatita reduce entonces los niveles de corrosión lo que en sinergia con los pares galvánicos antes mencionados ocasiona dicho comportamiento. Cabe señalar que los niveles iniciales de corrosión se deben a la formación de  $Mg(OH)_2$  y a la conversión del hidróxido de Magnesio a cloruro de Magnesio con lo que el pH de la solución se incrementa a más del 7.4 inicial de la solución.

En relación con los valores del  $E_{corr}$  de la (Tabla 3). para las dos aleaciones en todas las condiciones se aprecia que no existe una variación significativa estando entre -856  $mV_{Ag/AgCl}$  y 1458  $mV_{Ag/AgCl}$ , esto quiere decir que tanto las reacciones anódicas como las catódicas alcanzaron el equilibrio más o menos en un mismo rango de tiempo, lo que es comprensible debido a la termodinámica del proceso que se llevó en condiciones iguales de temperatura y composición de la solución. Sin embargo en cuanto a la cinética del proceso de corrosión como ya se ha discutido el tipo de fase y los pares galvánicos afectan directamente a la  $I_{corr}$ .

La rápida tasa de degradación del Mg (3.97 mm/año) es por ello que al tener metales aleantes como el bismuto y el calcio este disminuye la tasa de liberación de hidrogeno al alearse con estos elementos forman compuestos que limitan este fenómeno y la producción de H es uno de los mayores problemas que limitan sus aplicaciones en materiales para implantes ortopédicos. La tasa de degradación ideal de las aleaciones base Mg permite que las propiedades mecánicas del material no fallen hasta que el tejido se recupere, y los implantes fabricados a base de estas aleaciones puedan ser sustituidos por el tejido regenerativo. Normalmente, los materiales biomédicos deben permanecer estables durante 12 semanas, muchos

factores, como las diferentes soluciones y el tiempo de inmersión pueden afectar significativamente a la velocidad de corrosión de este tipo de aleaciones.

Es difícil comparar la resistencia a la corrosión de estas aleaciones en diferentes estudios debido a la complejidad de los entornos fisiológicos, resulta difícil evaluar la velocidad de corrosión in vivo mediante ensayos in vitro, en la literatura especializada existen estudios que han demostrado que los resultados de los experimentos in vitro de biomateriales basados en Mg no concuerdan con in vivo. Normalmente, para un mismo material la velocidad de corrosión obtenida en ensayos in vitro es superior a la obtenida en ensayos in vivo.

Para evaluar mejor el comportamiento a la corrosión de este tipo de aleaciones en entornos fisiológicos, la implantación in vivo es esencial, debido a la complejidad del entorno fisiológico los datos in vitro sólo pueden utilizarse como referencia.

Por desgracia, la corrosión acelerada de las aleaciones de Mg puede provocar la acumulación de bolsas de gas alrededor del implante, comprometiendo el rendimiento mecánico de las mismas y por lo tanto la estabilidad del implante durante el proceso de degradación y cicatrización de tejidos. Sin embargo a pesar de todo lo anterior existen estudios en los cuales se emplearon organismos vivos y los niveles de degradación en función de la penetración de la corrosión fue de 4 a 8mm/año, sin consecuencias dañinas para la salud y sin comprometer la resistencia mecánica de los implantes antes de la regeneración de los tejidos, por el contrario algunas otras investigaciones mencionan que para que no exista daño en la salud del individuo el máximo nivel de corrosión debe ser máximo de 0.5mm/año, algunos de estos estudios reportan sus resultados in vitro, lo cual como se ha mencionado anteriormente no puede generalizarse este criterio para evaluar el comportamiento de este tipo de aleaciones y sus consecuencias en el ser humano.

De tal manera que la presente investigación sirve bastante bien como referencia en futuras aplicaciones y métodos de manufactura de los implantes fabricados con estos materiales.

Por otra parte, es importante señalar que la mayoría de los métodos de fabricación de este tipo de aleaciones reportados son por extrusión, metalurgia de polvos y enfriamiento rápido. Sin embargo, los métodos anteriores en comparación con el método empleado en este estudio requieren más gasto de energía y por lo tanto mayores costos de fabricación lo que resulta en piezas más caras, por lo que el método empleado de fundición en horno de inducción de alto vacío resulta ser más económico y rápido.

En cuanto a los niveles de corrosión los resultados de este estudio indican que la aleación 4%Bi en la condición de llegada (Tabla 4) según el criterio de la máxima velocidad de penetración del 5mm/año es la más adecuada para la fabricación de bioimplantes, pero como se ha explicado anteriormente también esta misma

aleación en la condición de laminado sería apropiada para la aplicación como biomaterial, no descartando la posibilidad de emplear eventualmente dependiendo del entorno fisiológico también a la aleación 6%Bi con valores más altos de penetración como posible material en la fabricación de implantes.

Con respecto al comportamiento en las curvas de polarización, al presentar un mecanismo de disolución anódica continua las dos aleaciones en ambas condiciones resulta más conveniente y seguro para la salud en las diferentes aplicaciones como implantes, ya que las aleaciones se disuelven homogéneamente, prediciendo así su tendencia y tiempo útil de vida con más exactitud en comparación con una aleación que tendiera a pasivarse, ya que por sí misma la pasivación ocasiona posteriormente un rompimiento de esa capa pasiva ocasionando una picadura en el material, lo que representa mayor susceptibilidad a la formación de grietas y como consecuencia una posible falla catastrófica del mismo. Cabe señalar también que en la literatura se ha reportado que algunas de estas aleaciones tienden a pasivarse, aunque cumplen con el criterio de máxima velocidad de penetración, así que como se ha visto todo tiene sus pros y contras.

## Conclusiones

- 1.- Las 2 aleaciones en la condición de llegada Mg– 4 %Bi –1%Ca y Mg– 6%Bi– 1%Ca en contacto con la solución Hank a 35°C presentaron un proceso de disolución anódica continua relacionado con un mecanismo de difusión de especies.
- 2.- Las 2 aleaciones laminadas en caliente Mg– 4 %Bi –1%Ca y Mg– 6%Bi– 1%Ca en contacto con la solución Hank a 35°C presentaron un proceso de disolución anódica continúa relacionado con un mecanismo de difusión de especies.
- 3.- La presencia de las diferentes fases, principalmente las eutécticas son las responsables de los diferentes mecanismos de corrosión en ambas aleaciones en la condición de llegada y laminado respectivamente.
- 4.- Según los criterios reportados en la literatura, la aleación Mg– 4 %Bi –1%Ca en la condición de llegada es la más apropiada para la fabricación de implantes biodegradables debido a su rango de degradación.
- 5.- Las dos aleaciones en las condiciones de llegada y laminadas son apropiadas para la fabricación de bioimplantes considerando la particularidad del entorno fisiológico debido a que no presentan pasivación.
- 6.- El método de fabricación de las aleaciones resulta en el consumo de menor energía y por lo tanto más económico en comparación con otros métodos existentes.
- 7.- Las 2 aleaciones Mg– 4 %Bi –1%Ca y Mg– 6%Bi– 1%Ca respectivamente presentan una buena compatibilidad celular in vitro para ser empleadas como implantes biodegradables.



## Referencias

- [1] M. Staiger, A. Pietak, J. Huadmai, G. Dias. Citado en Carboneras, M., Iglesias, C., Onofre-Bustamante, E., Alobera, M. A., Clemente, C., García-Alonso, M. C., & Escudero Rincón, M. L. (2011). Materiales metálicos biodegradables en el campo biomédico.
- [2] Lizarbe, M. A. (2007). Sustitutivos de tejidos: de los biomateriales a la ingeniería tisular. *Rev R Acad Cienc Exact Fís Nat (Esp)*, 101(1), 227-249.
- [3] Briceño, H. A., Cáceres, L. F., Joya, J. C., Barajas, J. D., Viejo, F., & Coy, A. E. (2014). Aleaciones de magnesio: Una alternativa potencial en la fabricación de implantes biomédicos. *Revista Colombiana de Materiales*, (5), 256-261.
- [4] Xin, Y., et al. "In vitro studies of biomedical magnesium alloys in a simulated physiological environment: A review", *Acta biomater.* 7, p.1452, 2011
- [5] Witte, F., et al. "Degradable biomaterials based on magnesium corrosion" *Current opinion in solid state and material science* 12 p. 63, 2008.
- [6] Ng, W.F., et al. "Stearic acid coating on magnesium for enhancing corrosion resistance in Hanks' solution" *Surf. & Coat. Tech.* 204 p. 1823, 2010.
- [7] Black j *Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility* (2<sup>nd</sup> edition) ISBN 0-8247-8447-1 Marcel Dekker INC.. Nueva York EE.UU pp.8(1992)
- [8] Singh R, Dahotre NB (2007) Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 18:725-751. En
- [9] Kokubo T, Kim HM, Kawashita M, Nakamura T (2004) Bioactive metals: preparation and properties. *J Mater Sci Mater Med*, 15:99-107

[10] Skalak R, Fox CF, Eds. (1988) Tissue Engineering, Proceedings for a Workshop held at Granlibakken, Lake Tahoe, California, February 26-29, Alan Liss, New York en Lizarbe, M. A. (2007).

11 Carboneras, M., Iglesias, C., Onofre-Bustamante, E., Alobera, M. A., Clemente, C., García-Alonso, M. C., & Escudero Rincón, M. L. (2011). Materiales metálicos biodegradables en el campo biomédico.

12 Navia, H. C., Zuluaga-Vélez, A., Merchán, D. F. C., Arias, Y. V., Marcela, L., & Orozco, J. C. S. A. Biomateriales y su aplicación en el campo de la salud. Biotecnología y sus aplicaciones en el sector salud, 285-318.

[ 13]Alter, L. B., & Mestres, F. L. (2004). Corrosión y protección (Vol. 150). Univ. Politèc. de Catalunya.

[14 ECCA (2011). The Basics of Corrosion. Technical Paper. Obtenido desde: <http://www.prepaintedmetal.eu/repository/Annina/Basic%20of%20corrosion%2021211.pdf>

[15] Revie R. W. (2011). Uhlig's Corrosion Handbook. Wiley & Sons, Inc: USA..

[16] Javaherdashti R. (2008). Microbiologically Influenced Corrosion - An Engineering Insight. Springer London. DOI:10.1007/978-1-84800-074-2.

[17] Charng T. y Lansing F. (1982). Review of Corrosion causes and corrosion control in a technical facility. NASA Technical Reports, TDA Progress Report 42-69, pp. 145-156.

[18 ] Coeuret, F. (1992). Introducción a la ingeniería electroquímica. Reverté.

[19] Técnicas Electroquímicas para el Control y Estudio de la Corrosión, Editado por Juan Genescá Llogueras. Facultad de Química UNAM. Ciudad Universitaria, México D.F. México, 2002.

[20] Macdonald, J.R.; Johnson, W.B.: Fundamentals of impedance spectroscopy. Barsoukov, E.; Macdonald, J.R. (editores). Impedance Spectroscopy. Theory, experiment and applications, 2ª Edición. New Jersey, John Wiley & Sons, Inc., 2005, pp. 1-26.



Cuernavaca, Mor., a 19 de marzo del 2024

DR. ARTURO MOLINA OCAMPO  
DR. JUAN CARLOS GARCIA CASTREJON  
DR. ALVARO TORRES ISLAS  
DR. JESUS MARIO COLIN DE LA CRUZ  
ING. ROBERTO CERVANTES PEREZ  
P R E S E N T E

Me permito comunicarles que han sido designados integrantes del **COMITÉ REVISOR** del trabajo de:  
**TESIS**  
Titulado:

**Fabricación y evaluación electroquímica de 2 aleaciones base Mg- Bi-Ca en contacto con Solución Hank**

Que presenta (el) o (la) **C. GONZALEZ LOYOLA CESAR**

Director de trabajo: **DR. ALVARO TORRES ISLAS**

Co-director de trabajo: **DR. JESUS MARIO COLIN DE LA CRUZ**

Para obtener el grado académico de: **INGENIERIO MECÁNICO**

**A T E N T A M E N T E**  
Por una humanidad culta

**MTRA. ANGELICA GALINDO FLORES**  
DIRECTORA INTERINA DE LA FCQeI

Se anexa firma electrónica

**D I C T A M E N**

**MTRA. ANGELICA GALINDO FLORES DIRECTORA INTERINA DE LA FCQeI**  
**P R E S E N T E**

En respuesta a su amable solicitud para emitir **DICTÁMEN** sobre el trabajo que se menciona, me permito informarle que nuestro voto es:

VOTO	NOMBRE	FIRMA
APROBATORIO	DR. ARTURO MOLINA OCAMPO	
APROBATORIO	DR. JUAN CARLOS GARCIA CASTREJON	
APROBATORIO	DR. ALVARO TORRES ISLAS	
APROBATORIO	DR. JESUS MARIO COLIN DE LA CRUZ	
APROBATORIO	ING. ROBERTO CERVANTES PEREZ	

El voto del comité es aprobatorio, se anexan firmas electrónicas

AGF/OSM/srpm





UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MORELOS

Se expide el presente documento firmado electrónicamente de conformidad con el ACUERDO GENERAL PARA LA CONTINUIDAD DEL FUNCIONAMIENTO DE LA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MORELOS DURANTE LA EMERGENCIA SANITARIA PROVOCADA POR EL VIRUS SARS-COV2 (COVID-19) emitido el 27 de abril del 2020.

El presente documento cuenta con la firma electrónica UAEM del funcionario universitario competente, amparada por un certificado vigente a la fecha de su elaboración y es válido de conformidad con los LINEAMIENTOS EN MATERIA DE FIRMA ELECTRÓNICA PARA LA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ESTADO DE MORELOS emitidos el 13 de noviembre del 2019 mediante circular No. 32.

### Sello electrónico

**ALVARO TORRES ISLAS | Fecha:2024-04-29 16:54:15 | FIRMANTE**

BXGeAq3mcXFdyI4bDwM1fsP1VjumgrcZvj2riFAsMw60H6SSglo0xNx/Av7jqcuvJpZ6KYlyRUvpLbbfPhUNWlggLhYYjd38/9pYSQMkLQz6vzBL5uxa44AkSUfwTIP01ezZICj5WBUEazncBL5gdynNTJ1009wG7Oou0slwHi5d2lom7dA8CZR0NSgplmfObPrUkaOGZbPJIqFrABQ1ofIRPI7pPhmTbWfNLzJ1auX/dsxAn43thdhEIZxSfFWXEH+TxPYR9P+XMsFe/Tx2N2YHfCNRvIBA4x5fB9SVzcpHndeOlyXRpVAoOi9HAFk0aV62AkPByYyTCR+UBLRg==

**ARTURO MOLINA OCAMPO | Fecha:2024-04-30 13:28:42 | FIRMANTE**

c873pmTm9UUQFZPNza7OlaXvVLvyNI7Ty8iq5cl13izDYa2RxJ0Wycvofou0pnGtOfwJK7MpY1yL+NShlp8v4QjmevclHVqa8PjaREtMV1vFdTYCf8CwE/DbNW6PazLcYoptVRNNM9QZk5sem+SGgCKgyBWgnlqxT4z0vo2j2lyD/dnGgMkN3QJNDXilUYMERL7VmRPy1nM8W8WoVrYABY0uCvZSCoPK4yjIn+HWRjiTor3zxiapppuBhyTzaCiZzYG5BhooKXEGaqbq2e5/7AmKY/mEHL4mcbJnxxcLNreHfBi4rGfNvaWmDLUGsLdu/CZHhkPcp5B+alUrZwMlyw==

**JUAN CARLOS GARCIA CASTREJON | Fecha:2024-04-30 20:17:15 | FIRMANTE**

loD8hWk2mZvcvXCFkKXzvgJyH1xIEwCXLqgwmYd+HM6TGB0PpylkrzZjU/hDvmnmSwY6o9gROpO8Rv/N0nlf+oh7p7M4iqO2G4lJulDEZSUwmkk39UzcMVwcGrus751SB1TWeQtCPQumTdUyKzwZ4mEHsaxk3674x3PbvcrL8WgEladFr/8EAavnJ6pKZHqgZi0fUJopdvu8E+vVwK1L2pdVU/NxAsY5hoDV0z5Hv3xEeLycc5issMvCpCA4cdGQXJX/A6XTJTQLdXmrbaJS1SK+FGbcRPQFpZ8bi6MoiXVmltf53YRpicBvLCgX4KZStz1+Btv1IG0jf306vqdd6g==

**ROBERTO CERVANTES PEREZ | Fecha:2024-04-30 20:50:32 | FIRMANTE**

thK3wSCCCLAcF09RMKhvP6eBVwLBynYqxmJ+BVkSMZeUxbJ/s6w6apl+X1PxeV1v8qeo5+2TYzekwSLu5I4RpC8AhTSA2+gEs/c1T7Q57D1/Vru5190Evacjo5l+y0rJH0FXyah1/Rck+b6b/V51IEs1rZZUfxO0taAQb1z8z6dEYcm87hOeQThDPMa+E/89+bGfifA+AH1rh3fJ+Y1GD6hMjglavrvBz8+nY5/rC6I0cl272RVhKiDQmJlcmcuHb2Oc76d2+1I0DetgvnaR7iHhEkUZfz9IPV9I27kGhGIH812U/UD/L9QC2o4qV1er4eZwmAEq9emO59eiXmM9A==

**JESUS MARIO COLIN DE LA CRUZ | Fecha:2024-05-03 09:33:07 | FIRMANTE**

qmPO0HoK6jVSQX4GleCtXK/hp8Ho3+uY082L3WmOI65R3UuTDwkelj6DCo7Qf/4KERSKP0HAYDD5GhnIT1w2fqISTjfMz3s34akvrRUsJg1dhll0MS9YxUqjDf3Eye6im6+RHPuHKcOo1+Pnl+dMITq7e+o7pbhu+wJB6hldRYMz5lvF6AxME+5S/dJM/vfZa/Oob1xzTdsyuYvB/NKwusunOKDySkjMJZl6qZKU93iPu7sflbO0tgVz5LLmDcGKhdX3pWU48CB03F4v8K1VixZJdnVWEEmMqph4KE5P+XN7V2v5ligTB+yiiw6p2OpuDwPVcPBInrq78ruXX49plg==

Puede verificar la autenticidad del documento en la siguiente dirección electrónica o escaneando el código QR ingresando la siguiente clave:

SLNCwI5iR



<https://efirma.uaem.mx/noRepudio/wAILG3a2XNDEnq4j7oxVylZ12oAxsvhz>



UAEM  
RECTORÍA  
2023-2029