



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS FÍSICAS E MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA

**REVESTIMENTOS DE PECTINA PARA A PROTEÇÃO
ANTICORROSIVA DA LIGA AZ31 EM URINA SINTÉTICA**

MORGANA SILVA DE MENDONÇA

Florianópolis

Novembro/2025

Morgana Silva de Mendonça

**REVESTIMENTOS DE PECTINA PARA A PROTEÇÃO
ANTICORROSIVA DA LIGA AZ31 EM URINA SINTÉTICA**

Relatório apresentado ao Departamento de Química
da Universidade Federal de Santa Catarina,
como requisito parcial da disciplina de
Estágio II (QMC 5512)



Documento assinado digitalmente

Thiago Ferreira da Conceicao

Data: 12/12/2025 18:55:00-0300

CPF: ***.178.719-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Dr. Thiago Ferreira da Conceição

Florianópolis

Novembro/2025

Agradecimentos

À minha família, pelo apoio incondicional, pelo amor e pela compreensão em todos os momentos.

Ao meu professor e orientador, Thiago Ferreira da Conceição, pelo ensino, orientação e paciência.

Aos colegas do GSCorr, pelo auxílio nas atividades experimentais, pelas discussões construtivas.

Aos meus amigos, que estiveram ao meu lado nos momentos de dificuldade e de conquista, oferecendo palavras de apoio, companhia e motivação.

À UFSC pela infraestrutura e aos professores do departamento de química, pelo conhecimento compartilhado e pela formação sólida que levarei para minha vida profissional.

Aos órgãos de fomento científico, como CNPq e CAPES, pelo auxílio financeiro.

Sumário

1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	8
2.1 Magnésio.....	8
2.1.1 Aplicação em Biomedicina.....	9
2.2 Corrosão.....	12
2.2.1 Revestimentos de proteção.....	13
2.2.2 Pectina.....	15
3. OBJETIVOS.....	17
3.1 Objetivo Geral.....	17
3.2 Objetivos Específicos.....	17
4. METODOLOGIA.....	18
4.1 Materiais.....	18
4.2 Pré-tratamento para a liga de magnésio AZ31.....	18
4.3 Preparação do revestimento.....	18
4.4 Caracterização dos revestimentos.....	19
4.5 Teste de eficiência do revestimento.....	20
4.5.1 Espectroscopia de impedância.....	21
4.5.2 Teste de desprendimento de hidrogênio.....	21
4.6 Segurança e tratamento de residuo.....	22
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	23

5.1 Microscopia de eletrônica de varredura.....	23
5.2 Espectroscopia de FTIR.....	24
5.3 Teste de impedância.....	26
5.4 Teste de liberação de hidrogênio.....	29
6 CONCLUSÃO	32
7 REFERÊNCIAS	33

RESUMO

O magnésio e as suas ligas vêm sendo cada vez mais estudados para aplicação em *stents* e pinos temporários na área da biomedicina, por causa das propriedades que ele possui, como biocompatibilidade e bioabsorção. Nos últimos anos tem se destacado a investigação de *stents* de ligas de magnésio para tratamento de doenças do sistema urinário. Entretanto, o magnésio é muito suscetível à corrosão, por causa do seu baixo potencial padrão de -2,37 V, e por isso necessita de proteção anticorrosiva. A tendência atual é o desenvolvimento de revestimentos biodegradáveis e sustentáveis, que não necessitem de solventes orgânicos e não contenham inibidores tóxicos. Nesse contexto, destacam-se os revestimentos anticorrosivos de polissacarídeos como a quitosana e a pectina. Assim, este trabalho estuda a utilização da pectina, um polissacarídeo biodegradável como revestimento anticorrosivo para a liga de Mg AZ31. O revestimento foi preparado com o método de *dip-coating* com uma solução de 2% de pectina, neutralizada com hidróxido de sódio 2 mol L⁻¹, e reticulado com o cloreto de cálcio. O revestimento foi caracterizado por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), enquanto sua eficácia anticorrosiva foi avaliada por espectroscopia de impedância eletroquímica e pelo teste de desprendimento de hidrogênio, ambos conduzidos em solução de urina simulada. A caracterização revelou que foi possível obter a formação de um filme de pectina reticulada não poroso, sobre a superfície do magnésio. Já os testes de impedância e liberação de hidrogênio indicaram um desempenho superior em comparação à liga com e sem pré-tratamento, atingindo impedâncias da ordem de 10⁶ Ω e volumes de hidrogênio de 1,5 mL após 168 h de exposição à urina simulada. Esses resultados demonstram o potencial da pectina para controlar a degradação de implantes biomédicos de magnésio aplicados ao sistema urinário.

Palavras-chave: pectina, ligas de magnésio, urina simulada, corrosão.

1. Introdução

Implantes metálicos tem sido cada vez mais utilizados na medicina para o tratamento de diversas doenças. Esses implantes podem ser classificados em permanentes, como as próteses ortodônticas de titânio, e absorvíveis, como os *stents* e pinos de magnésio. Uma das grandes vantagens dos implantes absorvíveis é que eles se degradam naturalmente no organismo, após o tempo necessário para a cura, e não requerem uma segunda cirurgia para sua remoção, o que proporciona maior conforto ao paciente e reduz o risco de inflamações associadas ao uso prolongado desses dispositivos. Embora já existam pesquisas há alguns anos sobre o uso de *stents* coronários temporários de magnésio, os estudos voltados para *stents* uretrais temporários são mais recentes, o que torna essa área particularmente promissora para novas investigações.

O magnésio é um dos metais mais estudados para a fabricação desses *stents* por apresentar boa biocompatibilidade e baixo risco de causar hipermagnesemia — condição caracterizada pelo excesso de magnésio no organismo —, já que o metal é majoritariamente excretado pela urina. No entanto, devido à sua elevada taxa de corrosão, é necessário o uso de revestimentos que retardam esse processo, garantindo que o *stent* se mantenha funcional pelo tempo necessário à recuperação do paciente.

Nos últimos anos, tem-se dado cada vez mais atenção à busca por materiais e processos sustentáveis. Nesse contexto, os polissacarídeos surgem como alternativas viáveis para revestimentos, por serem renováveis e menos agressivos ao meio ambiente e ao corpo humano. A pectina, um polissacarídeo presente nas paredes celulares das plantas, tem demonstrado potencial efeito anticorrosivo em estudos. No entanto, sua alta solubilidade em água limita seu uso como revestimento, sendo mais comum sua aplicação na indústria alimentícia como agente gelificante. Ainda assim, por meio do processo de reticulação, é possível corrigir o problema da solubilidade, tornando a pectina uma opção viável como revestimento protetor.

Neste trabalho foi investigado o comportamento da pectina reticulada como revestimento para controlar a corrosão da liga de magnésio AZ31 em solução de urina simulada em testes de desprendimento de hidrogênio e espectroscopia de impedância eletroquímica, com foco em sua aplicação em *stents* uretrais temporários de magnésio.

2. Revisão da literatura

2.1. Magnésio

O magnésio é um metal alcalino terroso, sólido à temperatura ambiente, que apresenta uma densidade de aproximadamente $1,74 \text{ g cm}^{-3}$ a $20 \text{ }^\circ\text{C}$. Essa densidade é dois terços da densidade do alumínio, o que faz do magnésio um dos metais estruturais (metais utilizados para dar suporte mecânico) mais leves que existe (ZENG *et al.*, 2018). O magnésio é o oitavo metal mais abundante do planeta sendo usualmente encontrado na natureza na forma de minerais, os mais importantes sendo a magnesita (MgCO_3), a dolomita ($\text{MgCO}_3 \cdot \text{CaCO}_3$) e a carnalita ($\text{KCl} \cdot \text{MgCl}_2 \cdot 6 \text{ H}_2\text{O}$). Outra forma de obtenção do magnésio vem da eletrólise da água de oceanos (AHMADI *et al.*, 2022).

O magnésio vem sendo bastante estudado pelas indústrias automobilísticas, aeroespaciais e da biomedicina por causa das suas propriedades, como leveza, alta disponibilidade, alta rigidez específica (que é o módulo de elasticidade por densidade de massa de um material (JING *et al.*, 2025)), boa biocompatibilidade e a reciclabilidade. Na área de automóveis as ligas de magnésio são atraentes devido à sua baixa densidade que proporciona a construção de veículos mais leves e mais eficientes. (KUMAR *et al.*, 2015; RADHA; SREEKANTH, 2017). Na área aeroespacial as ligas de magnésio são utilizadas como materiais estruturais (BAI *et al.*, 2023). Já na área de biomedicina ele é estudado principalmente para *stents* e implantes ortopédicos temporários, pois o Mg possui propriedades mecânicas parecidas com os ossos, biocompatibilidade e boa bioabsorção (AKBARZADEH *et al.*, 2024).

O magnésio possui baixa maleabilidade por causa da estrutura cristalina compacta, o que dificulta a sua processabilidade. Uma das formas de se melhorar essa limitação é a utilização de ligas de magnésio (M. M. AVEDESIAN, 1999). A identificação das ligas de magnésio foi estabelecida pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM), onde normalmente se tem duas letras que representam as substâncias que estão em maior quantidade na liga e dois números que indicam a sua quantidade (KUMAR *et al.*, 2015). Por exemplo, na liga de AZ31,

é utilizado 3% de alumínio e 1% de zinco. Outros exemplos de siglas de materiais que podem ser utilizados estão na tabela 1.

Tabela 1: Códigos das ligas de Mg de acordo com a ASTM

Elemento da Liga	Abreviação	Elemento da Liga	Abreviação
Alumínio	A	Níquel	N
Bismuto	B	Chumbo	P
Cobre	C	Prata	Q
Cádmio	D	Cromo	R
Terras raras	E	Silício	S
Ferro	F	Estanho	T
Tório	H	Ítrio	W
Zircônio	K	Antinômio	Y
Lítio	L	Zinco	Z
Mangânes	M		

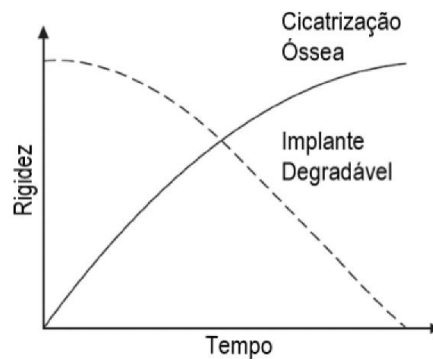
Fonte: (KUMAR *et al.*, 2015)

Como já mencionado, um dos usos para o magnésio e suas ligas é para implantes e *stents* temporários, pois ele é biocompatível e raramente se acumula no organismo.

2.1.1. Aplicação em biomedicina

Ligas de magnésio têm sido utilizadas para a fabricação de implantes temporários tais como *stents* e parafusos ortopédicos, devido a sua ótima biodegradabilidade e biocompatibilidade. Uma das grandes vantagens desse tipo de implante é que uma segunda cirurgia para a sua retirada não é necessária, visto que o implante é absorvido pelo corpo. Isso contribui para o conforto e recuperação dos pacientes. (AKBARZADEH *et al.*, 2024). Um implante absorvível ideal apresenta diminuição na sua estabilidade mecânica apenas após uma significativa recuperação do tecido danificado, como exemplificado na Figura 1.

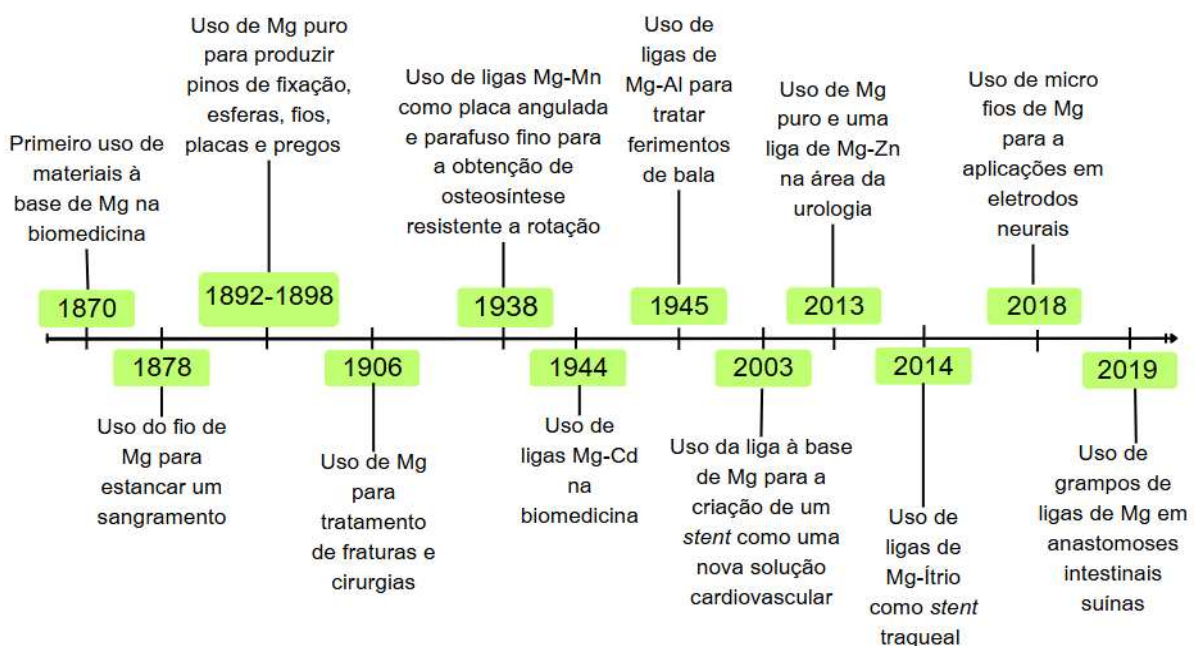
Figura 1: Gráfico da degradação de implante e a cicatrização



Fonte: (TAN *et al.*, 2021)

Como implante ortopédico, as ligas de magnésio previnem *stress shielding* (fenômeno no qual o osso se enfraquece perdendo a densidade devido à falta de estímulo mecânico, resultante da presença do implante que sustenta a maior parte da carga do corpo (MILLIS *et al.*, 2014)), visto que apresentam propriedades mecânicas semelhantes às dos ossos humanos (AKBARZADEH *et al.*, 2024). O magnésio também consegue fazer com que os ossos se recuperem mais rapidamente, e apresenta ótima osteointegração que ajuda na estabilidade do implante. Um implante ideal seria um que se desfizesse lentamente para que os ossos conseguissem cicatrizar, mas não tempo suficiente para ocorrer dores ou inflamação (TAN *et al.*, 2021). Na figura 2 é possível ver as aplicações do magnésio e das suas ligas como implantes ao longo dos anos.

Figura 2: Aplicações de Mg e suas ligas em biomedicina através dos anos



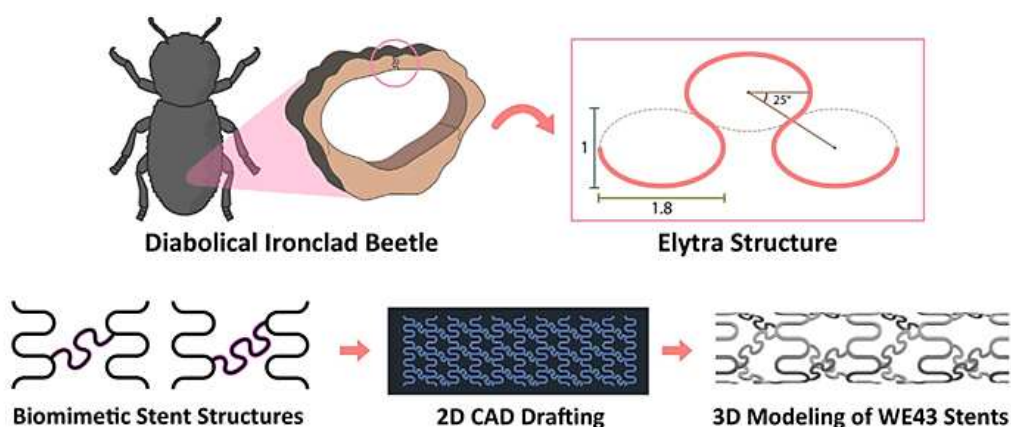
Fonte: (AKBARZADEH *et al.*, 2024)

De acordo com Mei *et al.* (2024), as ligas de magnésio não causam reação alérgica ou tóxica ao corpo humano, porém se o magnésio se dissolver muito rápido a cicatrização completa do tecido fica comprometida. Por isso a liga de magnésio utilizada como implante precisa apresentar corrosão controlada. (AGARWAL *et al.*, 2016). Os stents coronários temporários de magnésio já têm sua eficácia comprovada no tratamento de doenças coronárias e estão disponíveis comercialmente, sendo a Magmaris uma das empresas fabricantes desses dispositivos, que é formado pela liga de magnésio BIOmag, que inclui alumínio e magnésio, e com o revestimento reabsorvível de ácido poli-L-láctico (PLLA) (RAPETTO *et al.*, 2017).

Mesmo a aplicação de *stents* uretrais de magnésio sendo primeiro utilizada por Lock *et al.* (2013), onde foi estudado a degradabilidade e a ação antimicrobiana do magnésio puro e das ligas Mg-Y e AZ31, apenas na última década esse assunto começou a ser estudado mais intensivamente, alguns dos exemplos seriam os testes desses *stents* em ratos (ZHANG *et al.*, 2017) e em porcos vivos (TIE *et al.*, 2020), onde não foram apresentados nenhuma toxicidade a degradação do magnésio.

Esta área vem sendo cada vez mais procurada. Alguns dos estudos realizados foram o de Liu *et al.* (2025), que fez uma pesquisa sobre como as ligas de magnésio tem sido cada vez mais procuradas para produzir *stents* biliares temporários, e Suh *et al.* (2025) desenvolveu um *stent* cardiovascular de magnésio baseado nos élitros (asas anteriores endurecidas presentes em alguns tipos de besouros) de besouros diabólicos como mostra a Figura 3.

Figura 3: Ilustração esquemática da estrutura das élitros do besouro diabólico e dos procedimentos de projeto para o stent biomimético flexível de magnésio WE43.



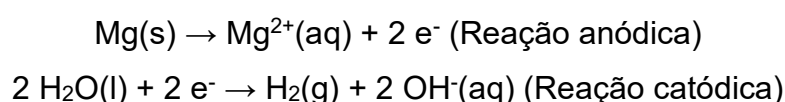
Fonte: (SUH *et al.*, 2025)

Apesar de apresentarem propriedades interessantes como implantes absorvíveis, as ligas de Mg apresentam uma importante desvantagem. O Mg é muito reativo e sofre corrosão com facilidade, o que pode resultar em falha precoce do implante e em excessiva alcalinização do meio. Para contornar isso, são utilizados revestimentos anticorrosivos.

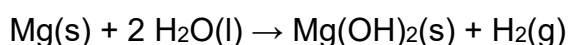
2.2. Corrosão

A corrosão é um processo espontâneo que envolve a deterioração de metais e de suas ligas por causa de reações químicas e eletroquímicas com o ambiente, transformando-os em seus compostos. Em certo sentido, a corrosão é o contrário da metalurgia, que busca converter minérios em seus metais puros (JONES, 1992; GENTIL, 2017). Ela causa a perda de várias propriedades dos metais e tem significativo impacto econômico, visto que os gastos mundiais com a corrosão são da ordem de \$2 trilhões de dólares por ano (UMOREN *et al.*, 2022).

Dentre os metais estruturais o magnésio é o que apresenta potencial padrão mais baixo ($E^\circ = -2,37 \text{ V}$). Por esse motivo as ligas de magnésio são muito suscetíveis à corrosão. A reação de corrosão do magnésio em água pode ser dividida nas seguintes semi-reações:



A reação completa fica, portanto:



Para as ligas de magnésio a reação global pode ser levemente diferente mas o mecanismo é fundamentalmente igual (UMOREN *et al.*, 2022). Observa-se que os produtos da corrosão do magnésio são o hidróxido de magnésio e o gás hidrogênio. Por esse motivo a corrosão de implantes de Mg deve ser controlada para evitar excessiva produção de gás (que pode formar bolhas subcutâneas) e alcalinização do

meio, que pode resultar em inflamações. Uma das melhores maneiras de controlar a corrosão de implantes de Mg é aplicando revestimentos poliméricos protetores.

2.2.1. Revestimentos de proteção

Os revestimentos anticorrosivos são barreiras físicas que protegem o metal do contato com agentes corrosivos do ambiente. Existem diferentes tipos de revestimentos anticorrosivos, dentre eles pode-se citar os revestimentos de conversão, revestimentos metálicos obtidos por galvanização, revestimentos cerâmicos e revestimentos poliméricos. Os revestimentos poliméricos se destacam por apresentar boa adesão, serem de fácil preparação e apresentarem boa proteção anticorrosiva. (SANTOS, 2020).

A utilização de polímeros como revestimento vem crescendo nos últimos anos, porém como a maior parte dos polímeros são diluídos em solventes orgânicos, eles são nocivos ao meio ambiente (KANG *et al.*, 2020). Com o crescente interesse em revestimentos protetores verdes, polímeros naturais, especialmente os polissacarídeos, têm sido amplamente estudados por serem renováveis, biodegradáveis e solúveis em água. No entanto, para atuarem como revestimentos eficazes, requerem um processo de reticulação após a aplicação, o que os torna insolúveis (SANTOS, 2020). Entre esses materiais, destacam-se a quitosana, derivada da quitina de artrópodes, e a pectina, obtida de frutas e legumes, que vem ganhando atenção devido às suas propriedades anticorrosivas, como inibidor de corrosão.

No contexto deste trabalho, o grupo de pesquisa GScorr possui um histórico consolidado no estudo de revestimentos poliméricos naturais para proteção contra corrosão. Diversos trabalhos recentes ilustram essa trajetória. Beraldo *et al.* (2022) investigaram a relação entre grau de modificação, intumescimento e impedância em revestimentos à base de quitosana aplicados à liga de magnésio AZ31. Os autores observaram que modificações da quitosana com aldeídos naturais aumentara a eficiência anticorrosiva do revestimento, de modo que maiores graus de modificação resultaram em maiores valores de impedância e menores densidades de corrente de corrosão (i_{corr}).

Santos *et al.* (2023) estudaram revestimentos inteligentes de quitosana incorporados a hidróxidos duplos lamelares (LDH) para a proteção da liga AZ31. Os

resultados mostraram melhora significativa na resistência à corrosão, evidenciando o potencial desses sistemas responsivos. Binder *et al.* (2024) analisaram a influência do peso molecular da quitosana em revestimentos aplicados à liga de alumínio AA2024-T3. Concluiu-se que revestimentos formulados com quitosana de menor peso molecular apresentaram melhor desempenho em termos de intumescimento, ângulo de contato, porosidade e comportamento anticorrosivo, conforme indicado pelos testes de impedância e liberação de hidrogênio.

Versteg *et al.* (2024) exploraram estratégias para aprimorar revestimentos de quitosana por meio da formação de bases de Schiff e da incorporação de nanotubos de haloisita, visando a proteção do alumínio comercialmente puro. A modificação com vanilina proporcionou aumento proporcional na eficácia protetora, enquanto a adição de haloisita acima de 1% resultou na formação de defeitos, reduzindo o desempenho do revestimento.

Em outro estudo, Beraldo *et al.* (2024) avaliaram as propriedades anticorrosivas de revestimentos derivados de quitosana na solução salina simulada Hank (HBSS) aplicados à liga AZ31. Os autores constataram que maiores graus de modificação promoveram melhorias significativas no desempenho anticorrosivo, superando inclusive os resultados obtidos em meio de NaCl 3,5%.

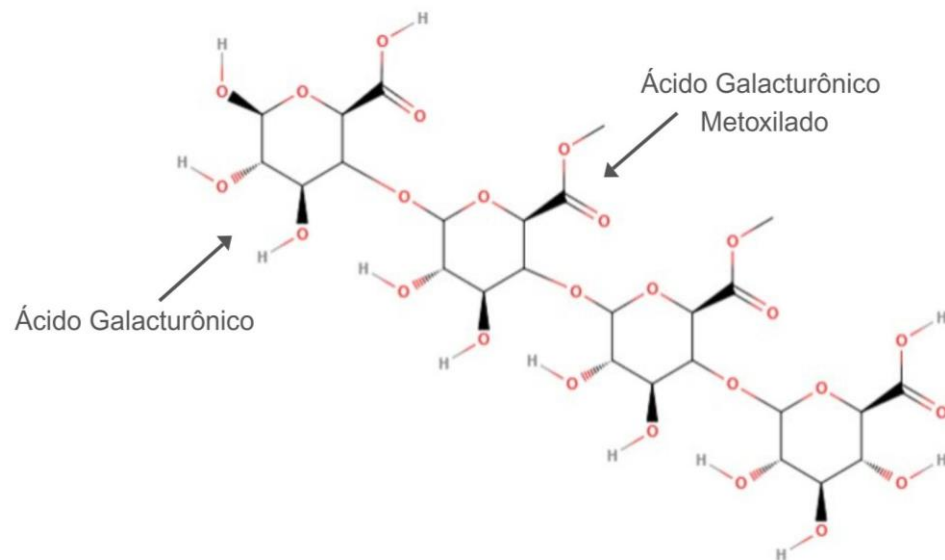
Por fim, Binder *et al.* (2025) desenvolveram um revestimento inteligente composto por quitosana, nanotubos de haloisita e ácidos fenólicos (gálico e vanílico) na liga de alumínio AA2024-T3. Os resultados mostraram que a incorporação desses inibidores aumentou a proteção contra corrosão, com liberação mais intensa dos compostos sob condições de pH ácido ou básico, reforçando o caráter responsivo do sistema.

Como observado, a maior parte dos estudos concentra-se em revestimentos à base de quitosana, enquanto outros polissacarídeos permanecem pouco explorados. Em publicação recente do grupo, demonstrou-se o potencial da pectina como revestimento protetor, evidenciando sua capacidade de mitigar a corrosão; contudo, suas propriedades como revestimento anticorrosivo ainda não foram investigadas de forma abrangente.

2.2.2. Pectina

A pectina é um heteropolissacarídeo obtido a partir das paredes celulares de plantas, formada por monossacarídeos de ácido galacturônico e de ácido galacturônico metoxilados (SANTOS, 2020).

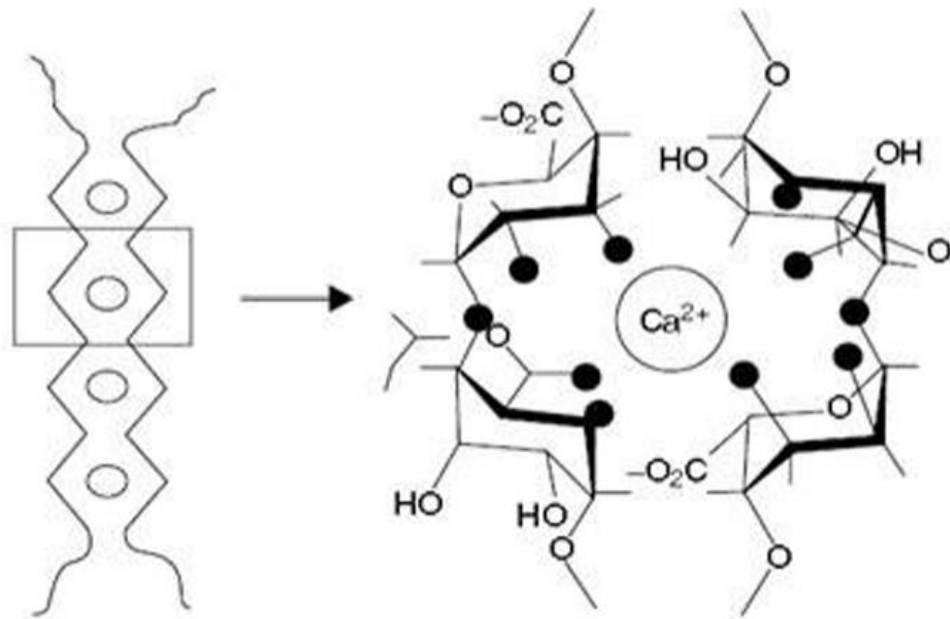
Figura 4: Estrutura da pectina



Fonte: Autora

A pectina possui propriedades anticorrosivas por causa da sua estrutura, que possui na sua cadeia principal ácidos carboxílicos e ácidos carboximetílicos, o que faz com que a pectina consiga interagir com a superfície do metal e assim aumentar sua aderência (VERMA *et al.*, 2024; UMOREN *et al.*, 2020). Apesar da pectina ser solúvel em água, ela é capaz de criar filmes que sejam insolúveis à água com a utilização do processo de reticulação com a presença de íons bivalentes, como o Ca^{+2} , por um modelo que é denominado *egg-box*, onde as cadeias do polímero interagem com os íons bivalentes para a formação de pontes iônicas entre as unidades galacturônicas, diminuindo a permeabilidade do filme à gases, vapor e água e solutos do meio ambiente (FRAEYE *et al.*, 2010; SANTOS *et al.*, 2023).

Figura 5: Esquemático do modelo de reticulação da pectina



Fonte: (MOHNEN, 1999)

Como demonstrado acima, a literatura evidencia que, embora a liga de magnésio AZ31 apresente grande potencial para implantes temporários, sua elevada suscetibilidade à corrosão exige o uso de revestimentos eficazes. Entre as alternativas verdes, polissacarídeos como quitosana e pectina têm se destacado, especialmente após processos de reticulação que aumentam sua estabilidade. Como mencionado acima, estudos do grupo GScorr demonstram avanços no uso desses biopolímeros como barreiras anticorrosivas, mas ainda há poucas investigações sobre o desempenho da pectina, sobretudo em meios relacionados a aplicações uretrais.

3. Objetivos

3.1. Objetivo Geral

Avaliar o potencial de revestimentos de pectina reticulada com Ca^{2+} de controlar a corrosão da liga de magnésio AZ31 em uma solução de urina sintética.

3.2. Objetivos Específicos

- Aplicar o revestimento de pectina na amostra de magnésio com o método de dip coating.
- Caracterizar o revestimento através do MEV e do FTIR.
- Avaliar a eficiência anticorrosiva do revestimento utilizando o teste de impedância e o teste de desprendimento de hidrogênio.

4. Metodologia

4.1. Materiais

Para esse trabalho, foram utilizadas barras de liga de magnésio AZ31 da Sigma Aldrich, posteriormente cortadas no formato de moedas (4 cm de diâmetro e 4 milímetros de espessura). O pré-tratamento para a liga foi preparado com NaOH comprado da Neon Comercial Ltda. Para o preparo de revestimento foi utilizada a pectina de maçã, que foi comprada da Sigma-Aldrich. O reticulante foi preparado a partir de cloreto de sódio, comprado da LABSYNTH Produtos para Laboratório Ltda.

Para a composição da urina simulada que foi sintetizada para utilização nos testes de eficiência anticorrosiva, as seguintes soluções foram preparadas: NH_4Cl da marca Vetec Química Fina Ltda, Na_2HPO_4 da marca Neon Comercial Ltda, KH_2PO_4 da marca Casa da Química Ind. e Com. Ltda, NaCl da marca Neon Comercial Ltda., Na_2SO_3 da marca Vetec Química Fina Ltda, creatinina da marca Sigma-Aldrich e ureia da marca Neon Comercial Ltda.

4.2. Pré-tratamento para a liga de magnésio AZ31

As moedas de liga de magnésio AZ31 foram previamente lixadas em uma politriz lixadeira metalográfica com granulometrias de 400 mm e 1200 mm, ambas da marca Teclago Ind. e Com., para remover imperfeições e reduzir a rugosidade. Após esse procedimento, a liga foi pré-tratada em solução de hidróxido de sódio 2 mol L^{-1} por 24 horas em uma temperatura de $90 \text{ }^\circ\text{C}$ e em seguida colocada para secar em uma estufa à vácuo por 3 horas em temperatura de $80 \text{ }^\circ\text{C}$.

O pré-tratamento com o hidróxido de sódio é necessário como prevenção da corrosão da moeda de magnésio durante o processo de deposição do revestimento e para aumentar a adesão da pectina a liga.

4.3. Preparação do revestimento

Para o preparo do revestimento de pectina, foi formulada uma solução aquosa de 2%. Para proteger a liga do ataque ácido da pectina, a solução foi neutralizada com

hidróxido de sódio (NaOH) 2 mol L⁻¹ até atingir pH 7, resultando na formação de pectinato de sódio.

O pectinato de sódio 2% foi aplicado à peça com o método de *dip-coating*, sendo feita uma camada que foi deixada para secar por 24 horas. Para reticular o revestimento, foi feita a reticulação com uma solução de cloreto de cálcio 0,5 mol L⁻¹ por um minuto. Após esse tempo as amostras foram lavadas com água destilada para a retirada do excesso de reticulante, em seguida as peças foram colocadas em uma estufa à vácuo por 3 horas em uma temperatura de 80 °C para a secagem.

4.4. Caracterização dos revestimentos

A caracterização dos revestimentos foi realizada em relação a morfologia com a utilização da microscopia eletrônica de varredura (MEV), no Laboratório Central de Microscopia Eletrônica da UFSC (LCME), no microscópio eletrônico de varredura utilizado foi o JEOL JSM-6390LV. As amostras foram metalizadas com uma camada fina de ouro e foi utilizada uma tensão de aceleração de 10 kV.

Figura 6: Microscópio eletrônico de varredura do Laboratório Central de Microscopia Eletrônica



Fonte: Autora

Para a espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier foi utilizado o espectrofotômetro IRPrestige SHIMADZU, no modo ATR, no laboratório multi-usuário 201 do departamento de química, com a resolução de 4 cm^{-1} e 40 varreduras. As amostras foram filmes de pectina não reticulada (PNa) e de pectina reticulada (PNaR).

Figura 7: Espectrofotômetro do laboratório multi-usuário 201



Fonte: Autora

4.5. Teste da eficiência do revestimento

Os testes de corrosão foram realizados em uma solução de urina simulada, cuja composição é apresentada na Tabela 2. Em ambos os testes, foram utilizadas a liga AZ31 apenas lixada (AZ31L), lixada e pré-tratada (AZ31T) e lixada, pré-tratada e revestida com pectina reticulada (AZ31R).

Tabela 2: Composição da urina simulada

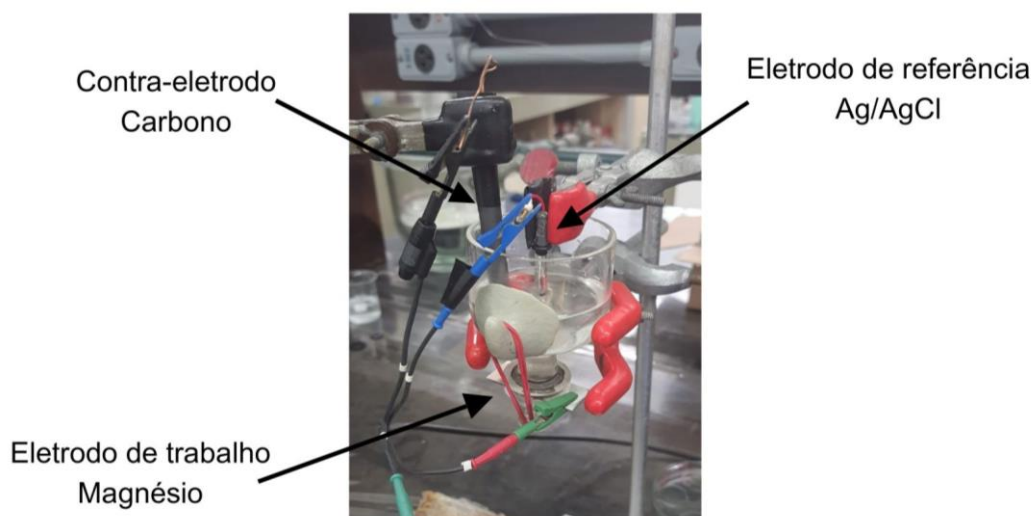
Componentes	Concentração (mmol L^{-1})
NH_4Cl	56
Na_2HPO_4	18
KH_2PO_4	18
NaCl	154
Na_2SO_3	21
Creatinina	18
Ureia	416

4.5.1. Espectroscopia de impedância

A espectroscopia de impedância eletroquímica (EIS, do inglês *electrochemical impedance spectroscopy*) foi feita com o equipamento de potenciostato PalmSens 3. Como eletrodo de referência foi utilizado o eletrodo de Ag/AgCl (com KCl saturado), o eletrodo auxiliar foi utilizada uma haste de carbono. O eletrodo de trabalho foi a amostra. O meio corrosivo utilizado foi a urina sintética simulando a urina humana.

A cela contendo a amostra e a solução foi coberta com um filme de PVC para que a solução corrosiva não evaporasse, assim mudando a concentração ou o volume da solução. Foi feita a medição por 48 horas de imersão, sendo medida a impedância a cada 24 horas sendo a primeira medida, após 30 minutos, para a estabilização do OCP (open circuit potential).

Figura 8: A célula eletroanalítica contendo os eletrodos de referência, o eletrodo de trabalho e o contra-eletrodo



Fonte: Autora

4.5.2. Teste de Desprendimento do Hidrogênio

Quando o magnésio sofre corrosão ele libera gás hidrogênio, e por isso, acompanhar a quantidade de hidrogênio liberada é útil para determinar qual a taxa de corrosão da peça.

Para a medição do desprendimento do hidrogênio, as amostras foram expostas à solução corrosiva de urina simulada, utilizando um suporte preparado com

impressora 3D para garantir uma área de contato de $1,5 \text{ cm}^2$. Sobre a amostra foi colocada uma bureta invertida, conectada a uma seringa, preenchida com a solução corrosiva (Figura 9). Conforme a amostra sofre corrosão, o hidrogênio empurra a solução para baixo e assim se pode determinar o volume de hidrogênio que foi desprendido. As medições do volume foram feitas em intervalos de tempo de 1 semana (168 horas).

Figura 9: Sistema para a medição da liberação de hidrogênio



Fonte: Autora

4.6. Segurança e tratamento de resíduos

Foram utilizados os equipamentos individuais básicos de segurança como o jaleco e luvas. As soluções utilizadas são verdes e assim não são tóxicas ao meio ambiente, com exceção do hidróxido de sódio, que foi utilizado para o pré-tratamento, ele foi manuseado na capela e neutralizado para o descarte.

5. Resultados e discussão

A Figura 10 mostra o aspecto das amostras AZ31L, AZ31T e AZ31R. Observe-se que, após o pré-tratamento, as amostras apresentam um aspecto de bronze, decorrente da formação de uma camada de $Mg(OH)_2$ na superfície da liga. A amostra revestida apresenta coloração semelhante visto que o filme de pectina é transparente e apresenta leve coloração marrom.

Figura 10: Moeda de Mg puro, Mg pré-tratado e Mg com revestimento de pectina, respectivamente

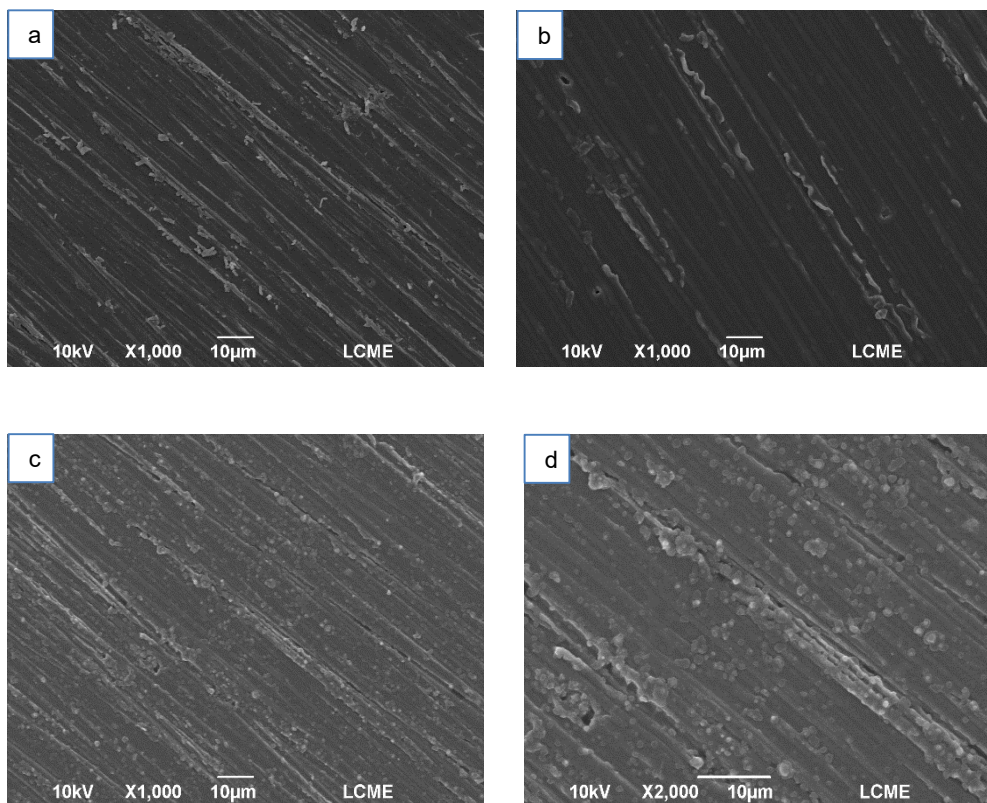


Fonte: Autora

5.1. Microscopia eletrônica de varredura

Foram analisadas no MEV três tipos de amostras, uma de Mg AZ31 pré-tratada, um com o revestimento de pectina não reticulado e uma com o revestimento à base de pectina reticulado. As análises foram realizadas no Laboratório Central de Microscopia Eletrônica da UFSC e as imagens que foram obtidas da superfície estão apresentadas na Figura 11.

Figura 11: Imagens de MEV da superfície do Mg lixado (a), da pectina não reticulada (b), e da pectina reticula (c-d)



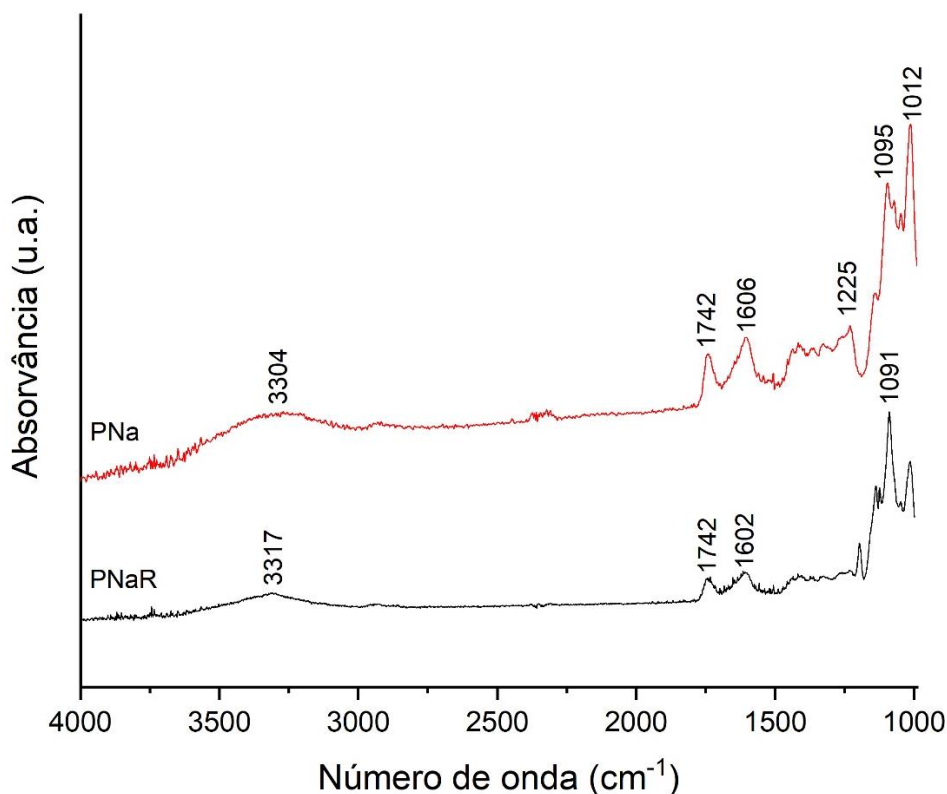
As imagens revelam marcas na superfície das amostras decorrentes do processo de lixamento, além de evidenciarem a formação do revestimento de pectina e sua reticulação. A amostra com pectina não reticulada apresenta uma superfície menos rugosa em comparação à amostra sem revestimento, enquanto, na amostra com revestimento reticulado, é possível observar a presença de cristais de cálcio distribuídos sobre a superfície. Os resultados obtidos são consistentes com aqueles reportados por Santos *et al.* (2023).

5.2. Espectroscopia de FTIR

A espectroscopia de FTIR foi realizada para analisar a interação dos íons bivalentes do reticulante de cloreto de cálcio com o filme de pectina, pois íons bivalentes reagem fortemente com os grupos carboxílicos livres da pectina. Foi realizado o espectro do revestimento reticulado e o não reticulado à fins de

comparação. O espectro de infravermelho e as bandas observadas estão presentes na Figura 12.

Figura 12: Espectro de infravermelho do filme de pectinato de sódio (PNa) e sua forma reticulada com CaCl_2 (PNaR)



Nas amostras, observa-se uma banda em 3317–3304 cm^{-1} , atribuída ao estiramento O–H, cuja redução de intensidade pode estar relacionada às interações do revestimento com o CaCl_2 (Santos *et al.*, 2023). As bandas na região de 1742–1606 cm^{-1} , correspondentes ao estiramento assimétrico e simétrico do grupo COO^- , não apresentam deslocamentos significativos, indicando que a presença dos íons Ca^{2+} não altera esse modo vibracional. Conclusão semelhante é apresentada na literatura. (Santos *et al.*, 2023). As mudanças mais significativas são observadas na região entre 1225 cm^{-1} e 1000 cm^{-1} , relativas a deformações de ligações C–C e C–O (Santos *et al.*, 2020). Esse resultado sugere que a reticulação pode se dar em outro grupo funcional da cadeia polimérica, ao invés de nos grupos carboxilatos, como sugerido por Santos *et al.* (2020).

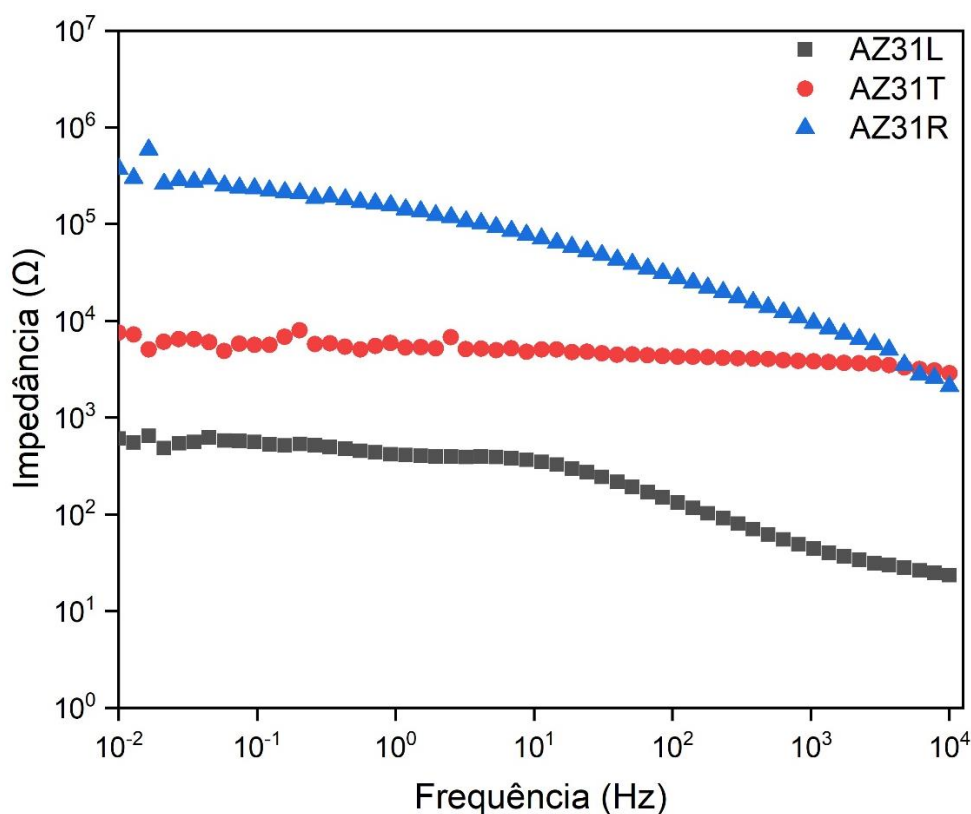
Essas alterações espectroscópicas sugerem que os íons bivalentes de cálcio interagem não apenas com os grupos carboxílicos, mas também com o oxigênio da

ponte glicosídica e com o oxigênio do grupo hidroxila do resíduo galacturônico adjacente na cadeia, indicando a possível formação de um complexo multidentado (Santos *et al.*, 2023).

5.3. Teste de Impedância

O teste de impedância foi realizado em amostras de Mg AZ31 lixado (AZ31L), apenas pré-tratado (AZ31T) e do Mg AZ31 com uma camada do revestimento reticulado (AZ31R), sendo feitas medições em um período de 48 horas. As Figuras 13, 14 e 15 apresenta o diagrama de Bode da comparação das amostras em 0,5 horas, 24 horas e 48 horas, respectivamente.

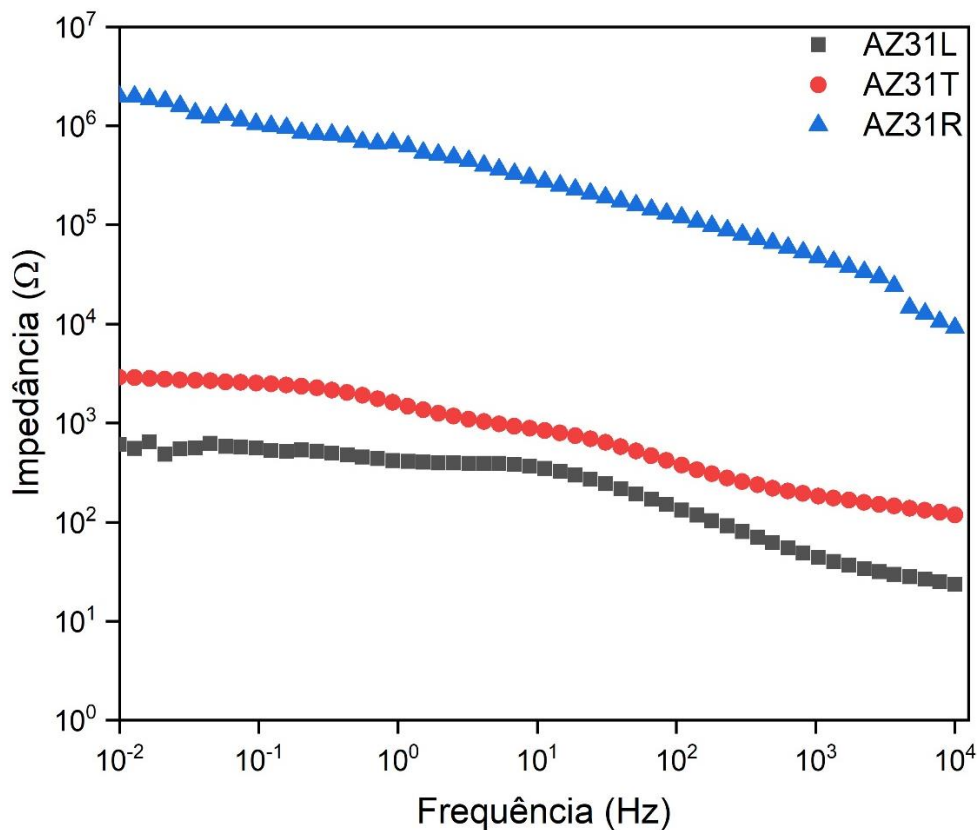
Figura 13: Diagrama de Bode para as amostras após 0,5 h de exposição à solução de urina simulada.



É possível observar na Figura 13 que nas primeiras 0,5 horas o revestimento de pectina apresentou impedância inicial maior ($\approx 10^{5,5} \Omega$) em comparação às amostras de magnésio puro ($\approx 10^{2,8} \Omega$) e pré-tratado ($\approx 10^{3,9} \Omega$). Esse comportamento

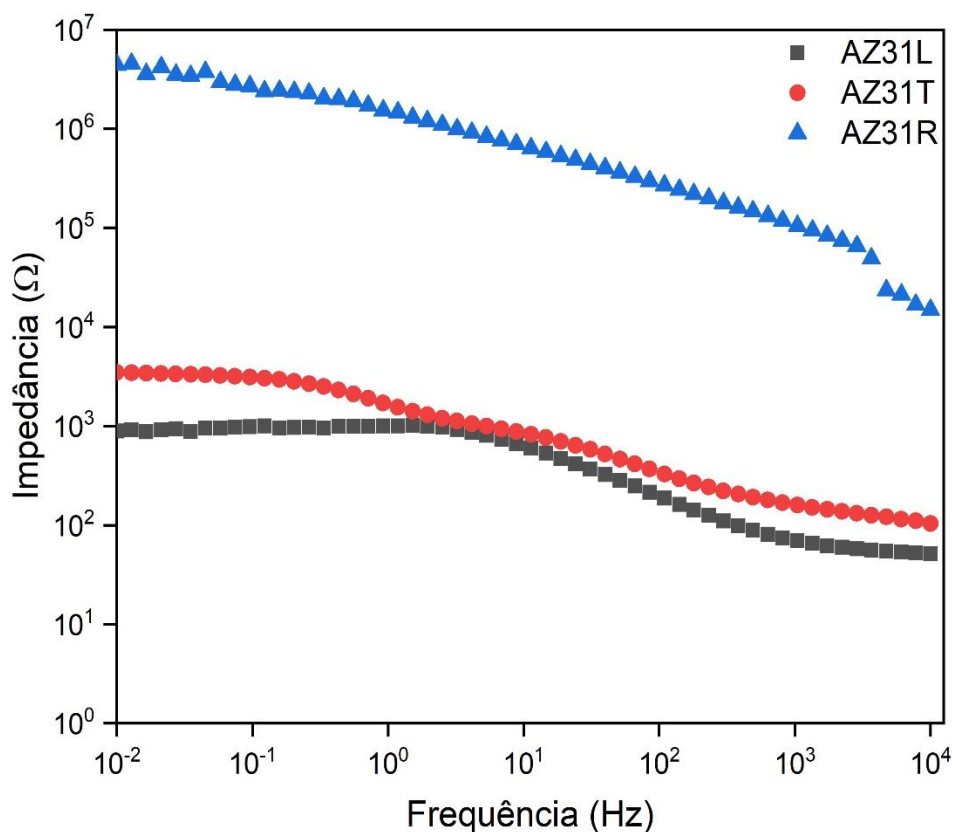
inicial indica uma barreira protetora mais eficiente na interface metal/solução, reduzindo a transferência de carga e a taxa inicial de corrosão.

Figura 14: Diagrama de Bode para as amostras após 24 h de exposição à solução de urina simulada.



Após 24 horas de imersão, verificou-se incremento da impedância nas amostras revestidas, atingindo aproximadamente $10^{6,3}$ Ω , enquanto a amostra de magnésio puro não apresentou variação significativa e a amostra pré-tratada demonstrou queda para $\sim 10^{3,5}$ Ω . Esse aumento contínuo da impedância para o revestimento sugere não apenas estabilidade do filme polimérico, mas também possível formação de produtos de corrosão compactos e aderentes que reforçam a proteção superficial.

Figura 15: Diagrama de Bode para as amostras após 48 h de exposição à solução de urina simulada.



Em 48 horas, a impedância do revestimento à base de pectina atingiu cerca de $10^{6,6} \Omega$, mantendo a tendência de crescimento, enquanto o magnésio lixado mostrou leve aumento e a amostra pré-tratada permaneceu praticamente constante. Esse comportamento confirma a eficiência do revestimento em retardar processos corrosivos por maior tempo de exposição, possivelmente devido a características estruturais da pectina que favorecem a formação de barreiras físico-químicas.

Comparando à literatura, os valores de impedância obtidos neste estudo foram superiores aos reportados por Pozzo *et al.* (2019), que observaram aproximadamente $10^{5,6} \Omega$ em 24 horas para revestimentos de quitosana em fluido corporal simulado. Essa diferença pode estar relacionada ao meio corrosivo utilizado, uma vez que a urina simulada pode promover mecanismos protetivos adicionais devido à presença de íons capazes de interagir com o revestimento, além das diferenças estruturais intrínsecas entre pectina e quitosana.

Os resultados também superam aqueles descritos por Santos *et al.* (2023), que registraram valores em torno de $10^{3,0} \Omega$ em 24 horas e $10^{3,5} \Omega$ em 72 horas para

revestimentos de quitosana. A discrepância pode ser atribuída às distintas características químicas dos biopolímeros empregados e à temperatura de ensaio utilizada por Santos (37 °C), que tende a intensificar os processos corrosivos.

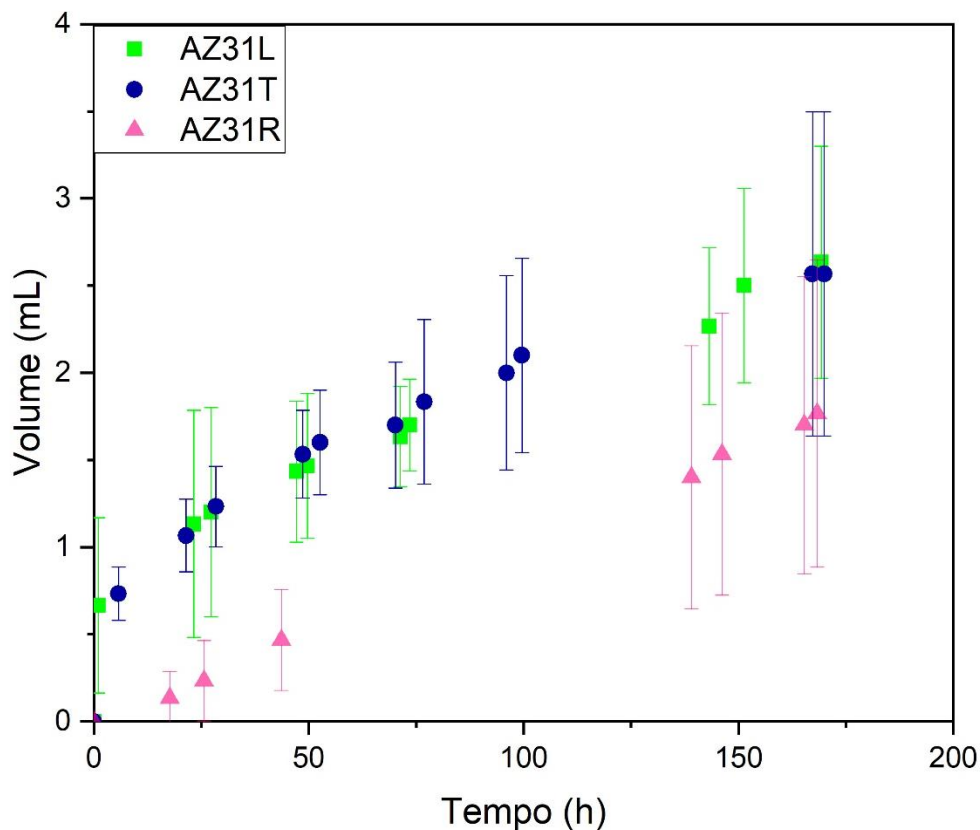
De forma semelhante, Beraldo *et al.* (2024) reportaram valores próximos de $10^{4,0} \Omega$ para revestimentos de quitosana em solução salina de Hank (HBSS), diferença que pode novamente ser explicada pelas estruturas poliméricas distintas e pelas diferentes soluções corrosivas. Santos *et al.* (2023) também obtiveram valores da ordem de $10^{4,5} \Omega$ para pectina reticulada em solução de NaCl 3,5% em 0,5 horas, sendo a variação atribuída à mudança do meio corrosivo, já que a urina simulada parece favorecer a formação de camadas protetivas mais estáveis.

De modo geral, os resultados deste trabalho demonstram que o revestimento de pectina proporciona um comportamento eletroquímico significativamente superior ao das amostras de magnésio puro e pré-tratado, tanto nos valores iniciais de impedância quanto na estabilidade ao longo do tempo. Esses achados reforçam o potencial da pectina como barreira protetiva eficaz para ligas de magnésio em condições simuladas de meio biológico.

5.3. Teste de liberação de Hidrogênio

A liberação de hidrogênio foi monitorada ao longo de 168 horas para avaliar o comportamento corrosivo da liga AZ31 sob diferentes condições superficiais: sem pré-tratamento, apenas pré-tratada e pré-tratada com revestimento reticulado de pectina. Cada condição foi avaliada em triplicata, para haver maior confiabilidade aos resultados obtidos. A Figura 16 apresenta a evolução do volume de hidrogênio liberado ao longo do tempo.

Figura 16: Gráfico da liberação de hidrogênio para as amostras de Mg lixado (AZ31L), de Mg pré-tratadas (AZ31T) e de Mg com revestimento de pectina reticulado (AZ31R)



Observa-se que o revestimento à base de pectina proporcionou uma redução significativa na taxa de corrosão do Mg AZ31, evidenciada pelo menor volume acumulado de hidrogênio. Ao final do ensaio, as amostras revestidas liberaram aproximadamente 1,5 mL de hidrogênio, enquanto as amostras sem revestimento e as pré-tratadas apresentaram valores próximos de 2,5 mL. Essa diferença de cerca de 1 mL, ao longo de uma semana, indica que o revestimento atua como uma barreira efetiva, dificultando o contato entre o metal e o meio corrosivo, e retardando reações eletroquímicas associadas à degradação da liga.

Esse comportamento ressalta a contribuição da pectina na modificação da interface metal/solução. Além disso, à formação de produtos de degradação e complexação entre íons presentes na urina simulada e grupos funcionais da pectina podem reforçar esse efeito protetor com o tempo de imersão.

Ao comparar com estudos prévios, os resultados demonstram desempenho superior ao relatado por Guedes (2024), que observou liberação de ~4,5 mL de

hidrogênio para pectina em solução de NaCl 3,5%. O valor mais elevado encontrado por Guedes reforça a influência do meio corrosivo, uma vez que a urina simulada, por conter íons como fosfato, amônio e outros compostos orgânicos, pode favorecer a formação de produtos de corrosão protetivos sobre a superfície metálica, reduzindo a taxa de desprendimento gasoso.

Da mesma forma, o desempenho obtido neste estudo superou o de Santos *et al.* (2024), cuja utilização de quitosana resultou na liberação de ~8,5 mL de hidrogênio nas mesmas condições de urina simulada. Tal diferença pode estar associada à estrutura química distinta entre os biopolímeros: enquanto a quitosana possui natureza catiônica, a pectina apresenta caráter predominantemente aniônico, o que pode influenciar mecanismos de adsorção, reticulação e interação com íons presentes no meio, favorecendo maior estabilidade e eficiência protetiva.

De modo geral, os resultados demonstram que o revestimento de pectina não apenas reduz a corrosão em comparação às amostras sem revestimento, como também apresenta desempenho superior ao descrito na literatura para biopolímeros em condições semelhantes. Assim, a pectina destaca-se como um material promissor para aplicações anticorrosivas em ligas de magnésio expostas a meios simulados de fluidos biológicos, confirmando sua relevância para aplicações biomédicas.

6. Conclusão

Os resultados obtidos neste estudo demonstram que o revestimento à base de pectina reticulada apresenta desempenho promissor como camada protetora para a liga de magnésio AZ31 em meio de urina simulada, ambiente de interesse para aplicações em *stents* uretrais temporários.

As análises de MEV confirmaram a formação de um filme contínuo de pectina sobre a superfície metálica, bem como a presença de cristais de cálcio característicos do processo de reticulação. A caracterização por FTIR corroborou essas observações, evidenciando modificações estruturais consistentes com a reticulação do biopolímero encontradas na literatura.

Do ponto de vista do comportamento corrosivo, a espectroscopia de impedância e o teste de liberação de hidrogênio indicaram melhoria significativa na resistência à corrosão da liga revestida. A pectina reticulada apresentou valores de impedância superiores e menor taxa de desprendimento de hidrogênio ao longo do ensaio, quando comparada tanto à liga sem revestimento quanto àquela com pectina não reticulada.

Em conjunto, as evidências mostram que a pectina reticulada atua como um revestimento biocompatível, não tóxico e eficiente na retardação da corrosão do magnésio, destacando seu potencial para uso em dispositivos biodegradáveis temporários. Estudos futuros podem explorar o desempenho do revestimento em condições fisiológicas mais complexas.

7. Referências

AGARWAL, Sankalp et al. Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: a review on corrosion, biocompatibility and surface modifications. *Materials Science And Engineering: C*, [S.L.], v. 68, p. 948-963, nov. 2016. Elsevier BV.

AHMADI, M. et al. Review of selective laser melting of magnesium alloys: advantages, microstructure and mechanical characterizations, defects, challenges, and applications. *Journal Of Materials Research And Technology*, [S.L.], v. 19, n. 1, p. 1537-1562, jul. 2022. Elsevier BV.

AKBARZADEH, Fatemeh Zahra *et al.* A state-of-the-art review on recent advances in the fabrication and characteristics of magnesium-based alloys in biomedical applications. *Journal Of Magnesium And Alloys*, [S.L.], v. 12, n. 7, p. 2569-2594, jul. 2024. Elsevier BV.

AMUKARIMI, Shukufe; MOZAFARI, Masoud. Biodegradable magnesium- based biomaterials: an overview of challenges and opportunities. *Medcomm*, [S.L.], v. 2, n. 2, p. 123-144, 8 abr. 2021. Wiley.

BAI, Jingying et al. Applications of magnesium alloys for aerospace: a review. *Journal Of Magnesium And Alloys*, [S.L.], v. 11, n. 10, p. 3609-3619, out. 2023. Elsevier BV.

BERALDO, Carlos Henrique Michelin et al. New relations between modification degree, swelling and impedance in anticorrosion chitosan-derivative coatings on

magnesium alloy AZ31. *Carbohydrate Polymers*, Florianópolis, v. 292, n. 1, p. 119617-119628, set. 2022. Elsevier BV.

BERALDO, Carlos Henrique Michelin et al. Anticorrosive properties of chitosan-derivatives coatings on Mg AZ31 alloy in Hank's Balanced Salt Solution. *International Journal Of Biological Macromolecules*, Florianópolis, v. 260, n. 1, p. 129390-129401, mar. 2024. Elsevier BV.

BINDER, Lucas et al. The influence of molecular weight on the anticorrosion properties of chitosan coatings. *International Journal Of Biological Macromolecules*, Florianópolis, v. 278, n. 1, p. 134912-134921, out. 2024. Elsevier BV.

BINDER, Lucas et al. Sustainable smart coating of chitosan, halloysite nanotubes and phenolic acids for corrosion protection of Al alloy. *Materials Chemistry And Physics*, [S.L.], v. 345, n. 1, p. 131240-131251, nov. 2025. Elsevier BV.

FIGUEIREDO, Gabriel da Silva. VIABILIZAÇÃO DO USO DE ALGINATO DE SÓDIO COMO REVESTIMENTO ANTICORROSIVO INTELIGENTE PARA LIGA DE MAGNÉSIO AZ31. 2024. 40 f. TCC (Graduação) - Curso de Química, Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2024.

FONTANA, Mars Guy. *Corrosion Engineering*. 3. ed. Singapura: McGraw-Hill, 1986.

FRAEYE, Ilse *et al.* Fine-tuning the properties of pectin–calcium gels by control of pectin fine structure, gel composition and environmental conditions. *Trends In Food Science & Technology*, [S.L.], v. 21, n. 5, p. 219-228, maio 2010. Elsevier BV.

GENTIL, Vicente. Corrosão. 3. ed. Rio de Janeiro: Ltc- Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 1982. 368 p.

GROGAN, J.A. et al. A corrosion model for bioabsorbable metallic stents. *Acta Biomaterialia*, [S.L.], v. 7, n. 9, p. 3523-3533, set. 2011. Elsevier BV.

GUEDES, André Maia. VIABILIZAÇÃO DE REVESTIMENTOS EM CAMADAS DE POLIELETRÓLITOS PARA PROTEÇÃO ANTICORROSIVA DA LIGA DE MAGNÉSIO AZ31. 2024. 45 f. TCC (Graduação) - Curso de Química, Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2024.

JING, Lyu *et al.* Enhancing the specific modulus of Al–Li alloys: a machine learning approach to micro-alloying element identification. *Journal Of Materials Research And Technology*, [S.L.], v. 38, n. 1, p. 175-183, set. 2025. Elsevier BV.

JONES, Denny A.. Principles and Prevention of Corrosion. Englewood Cliffs: Macmillan Publishing Company, 1992.

KANG, Min-Ho et al. An asymmetric surface coating strategy for improved corrosion resistance and vascular compatibility of magnesium alloy stents. *Materials & Design*, [S.L.], v. 196, p. 109182, nov. 2020. Elsevier BV.

KUMAR, D. Sameer et al. Magnesium and Its Alloys in Automotive Applications – A Review. *American Journal Of Materials Science And Technology*, [S.L.], v. 4, n. 1, p. 12-30, jan. 2015. Columbia International Publishing.

LIU, Ling et al. A review of biodegradable biliary stents made of magnesium metals: current progress and future trends. *Journal Of Magnesium And Alloys*, [S.L.], v. 13, n. 1, p. 30-40, jan. 2025. Elsevier BV.

LOCK, Jaclyn Y. et al. Degradation and antibacterial properties of magnesium alloys in artificial urine for potential resorbable ureteral stent applications. *Journal Of Biomedical Materials Research Part A*, [S.L.], v. 102, n. 3, p. 781-792, 4 jun. 2013. Wiley.

M. M. AVEDESIAN. *ASM Specialty Handbook: magnesium and magnesium alloys*. Materials Park: Asm International, 1999. 314 p.

MEI, Di et al. The effect of selected corrosion inhibitors on localized corrosion of magnesium alloy: the expanded understanding of. *Corrosion Science*, [S.L.], v. 226, p. 111650, jan. 2024. Elsevier BV.

MILLIS, Darryl L. et al. Responses of Musculoskeletal Tissues to Disuse and Remobilization. *Canine Rehabilitation And Physical Therapy*, [S.L.], p. 92-153, 2014. Elsevier.

MOHNEN, D. 3.15- Biosynthesis of Pectins and Galactomannans. Em: BARTON, S. D.; NAKANISHI, K.; METH-COHN, O. (Eds.). *Comprehensive Natural Products Chemistry*. Oxford: Pergamon, 1999. p. 497–527.

POZZO, Ludmila de Y. et al. The influence of the crosslinking degree on the corrosion protection properties of chitosan coatings in simulated body fluid. Progress In Organic Coatings, Florianópolis, v. 137, n. 1, p. 105328-105326, dez. 2019. Elsevier BV.

RADHA, R.; SREEKANTH, D. Insight of magnesium alloys and composites for orthopedic implant applications – a review. : National Engg. Research Center for Magnesium Alloys, 2017.

RAPETTO, Claudio et al. Magmaris: a new generation metallic sirolimus-eluting fully bioresorbable scaffold. Journal Of Thoracic Disease, [S.L.], v. 9, n. 9, p. 903-913, ago. 2017. AME Publishing Company.

SANTOS, Emylle Emediato et al. Extraction of pectin from agroindustrial residue with an ecofriendly solvent: use of ftir and chemometrics to differentiate pectins according to degree of methyl esterification. Food Hydrocolloids, [S.L.], v. 107, n. 1, p. 105921-105930, out. 2020. Elsevier BV.

SANTOS, Flávio de Sousa. REVESTIMENTOS DE PECTINA RETICULADA COM ÍONS Ca^{2+} E Ba^{2+} PARA PROTEÇÃO CONTRA CORROSÃO DE LIGAS DE MAGNÉSIO. 2020. 76 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Química, CFM, UFSC, Florianópolis, 2020.

SANTOS, Flávio de Sousa et al. Is crosslinked pectin a suitable material for efficient corrosion protective coatings? A study with AZ31 Mg alloy. Progress In Organic Coatings, Florianópolis, v. 174, p. 107274, jan. 2023. Elsevier BV.

SANTOS, Flávio de Sousa. REVESTIMENTOS INTELIGENTES SUSTENTÁVEIS DE QUITOSANA E LDH CARREGADOS COM INIBIDORES NATURAIS PARA PROTEÇÃO CONTRA CORROSÃO DA LIGA DE Mg AZ31. 2024. 126 f. Tese (Doutorado) - Curso de Química, Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2024.

SUH, Il Won *et al.* Diabolical ironclad beetle elytra-inspired flexible WE43 magnesium endovascular stent structures and their biomechanical potential. **Journal Of Magnesium And Alloys**, [S.L.], v. 13, n. 2, p. 709-718, fev. 2025. Elsevier BV.

TAN, Jovan; RAMAKRISHNA, Seeram. Applications of Magnesium and Its Alloys: a review. *Applied Sciences*, [S.L.], v. 11, n. 15, p. 6861, 26 jul. 2021. MDPI AG.

TIE, Di *et al.* In vivo assessment of biodegradable magnesium alloy ureteral stents in a pig model. *Acta Biomaterialia*, [S.L.], v. 116, n. 1, p. 415-425, out. 2020. Elsevier BV.

UMOREN, Saviour A. *et al.* An overview on the use of corrosion inhibitors for the corrosion control of Mg and its alloys in diverse media. *Journal Of Materials Research And Technology*, [S.L.], v. 20, p. 2060-2093, set. 2022. Elsevier BV.

VERMA, Chandrabhan *et al.* Principles and theories of green chemistry for corrosion science and engineering: design and application. *Green Chemistry*, [S.L.], v. 26, n. 8, p. 4270-4357, fev. 2024. Royal Society of Chemistry (RSC).

VERSTEG, Augusto et al. Improving the barrier properties of chitosan coatings through Schiff base formation and halloysite incorporation for corrosion protection of commercially pure aluminum (cp-Al). *Materials Today Communications*, [S.L.], v. 38, n. 1, p. 108046-138058, mar. 2024. Elsevier BV.

ZENG, Zhuoran; STANFORD, Nicole; DAVIES, Christopher Huw John; NIE, Jian-Feng; BIRBILIS, Nick. Magnesium extrusion alloys: a review of developments and prospects. *International Materials Reviews*, [S.L.], v. 64, n. 1, p. 27-62, 16 jan. 2018. SAGE Publications.

ZHANG, Shiyong et al. Biodegradation behavior of magnesium and ZK60 alloy in artificial urine and rat models. *Bioactive Materials*, [S.L.], v. 2, n. 2, p. 53-62, jun. 2017. Elsevier BV.