



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**JONATHAN FERREIRA COSTA**

**Caracterização físico-química e biológica do revestimento de superfície de titânio com poliuretano de mamona (*Ricinus communis*)**

Teresina

2024

**JONATHAN FERREIRA COSTA**

**Caracterização físico-química e biológica de revestimento da superfície de titânio com poliuretano de mamona (*Ricinus communis*)**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Piauí como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

Linha de Pesquisa: Estudo de materiais e técnicas odontológicas

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Cristina Vasconcelos Fialho

Co-orientador: Prof. Dr. Jorge Felipe Lima Teixeira

Teresina

2024

**Caracterização físico-química e biológica do revestimento de superfície  
de titânio com poliuretano de mamona (*Ricinus communis*)**

COMISSÃO EXAMINADORA

1) Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Cristina Vasconcelos Fialho (Orientadora)

Titulação: Doutora em Biotecnologia

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof. Dr. Luiz Carlos do Carmo Filho

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof. Dr. Bruno Coelho Mendes

Titulação: Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacia

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Suplente:

1) Prof Dr André Luís Menezes Carvalho

Titulação: Doutor em Ciências Farmacêuticas

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## DEDICATÓRIA

*A Deus, porque até aqui tem me dado forças para continuar.*

*Aos meus pais, Jerônimo e Ana Alice, por terem me ensinado como viver.*

*A minha esposa, Jaynara, por compreender os momentos de dificuldades e ter me ajudado a seguir em frente incentivando na conclusão dessa etapa.*

*Dedico à todos que buscam aprender mais!*

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus por ter colocado pessoas em meu caminho que vieram para somar em minha vida, em especial a Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Cristina Vasconcelos Fialho, agradeço pelas orientações e puxões de orelha, por ter bastante paciência e compreensão, sempre demonstrando preocupação nas minhas idas e vindas a Teresina, que Deus continue lhe sustentando a cada dia mais. Um exemplo de professora que sempre busca querer ajudar e ensinar!

Aos meus co-orientadores, Prof. Dr. Jorge Teixeira e Prof. Dr. José Milton Elias de Matos, sou grato pelas orientações e me ajudando nas intermediações dos laboratórios.

À Universidade Federal do Piauí e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, pela oportunidade para realizar o curso de mestrado.

Ao Laboratório de Física dos Materiais e o Núcleo Integrado de Morfologia e Pesquisa com Células-tronco. E aos professores Alyne Rodrigues e Heurison Silva pela ajuda com os testes.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia, sempre querendo ajudar em relação à pesquisa.

Aos professores que acompanhei nos estágios, Maria Cândida, Bruno Coelho, Elonice e Alessandro, ajudando sempre com boas conversas.

Aos colegas da 12<sup>a</sup> turma e demais alunos do PPGO, agradeço pela convivência e nossas histórias na sala dos bolsistas (apesar de não ser bolsista), que nossos sonhos se realizem.

Aos alunos de doutorado e mestrado Maelson, Jairo, Thátilla, Wanderson, que não mediram esforços na contribuição dos testes realizados.

Aos professores da banca Luiz Carlos, Bruno Coelho e André Luiz por aceitarem o convite.

A coordenação do PPGO e ao sr. Plínio, sempre solícito e pontual.

Agradeço à todos!

## RESUMO

**Introdução:** Mudanças estruturais e químicas da superfície do titânio podem afetar positivamente a interação celular e a resposta à osseointegração. Diferentes tratamentos de superfície têm sido desenvolvidos para otimizar essa interação, revestimentos como o poliuretano (PU) de mamona, por possuir biocompatibilidade, ampla disponibilidade e facilidade de processamento.

**Objetivo:** Caracterizar o revestimento de poliuretano de mamona para otimização do tratamento com implantes dentários de titânio. **Materiais e**

**Métodos:** A sintetização do PU de mamona foi realizada e aplicada em discos de titânio (DT). As superfícies do DT com PU de mamona, DT com jateamento de óxido de alumínio (JAC) e DT polido foram analisadas através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), do ângulo de contato, microscopia de força atômica (AFM) e espectroscopia de fotoelétrons de raio-x (XPS), além de testes de cultivo com células da linhagem L-929 dos fibroblastos. Foram realizadas análises no PU de mamona para confirmação de sua caracterização, como espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) e análise termogravimétrica (TGA). **Resultados:** O PU de mamona apresentou características estruturais e térmicas adequadas para aplicação em discos de titânio. A MEV revelou diferentes topografias superficiais entre os grupos experimentais, enquanto o ângulo de contato indicou maior hidrofobicidade nos discos com PU de mamona. A AFM confirmou a maior rugosidade dos discos com PU. A análise por XPS evidenciou a presença de PU na superfície dos discos. Os testes de cultivo celular demonstraram baixa citotoxicidade e boa viabilidade celular nos discos com PU de mamona. **Conclusão:** O poliuretano de mamona apresentou propriedades físico-químicas e biológicas importantes para uma adequada interação tecidual. Oferecendo uma alternativa promissora para otimizar a biocompatibilidade e estabilidade desses dispositivos.

**Palavras-chave:** Poliuretano; implantes dentais; interface osso-implante; óleo de mamona; revestimento.

## ABSTRACTS

**Introduction:** Structural and chemical changes on the titanium (Ti) surface can positively affect cellular interaction and its response to osseointegration. Different surface treatments have been developed to optimize this interaction, like coatings with castor bean oil polyurethane (PU) as they have good biocompatibility, wide availability, easy processing. **Objective:** To characterize the castor bean oil polyurethane coating to optimize treatment with hidden titanium implants. **Materials and Methods:** The synthesis of castor bean oil PU was carried out and applied to titanium discs (DT). Tests were carried out with DT with castor PU, DT with aluminum oxide blasting (JAC) and polished DT for comparison in scanning electron microscopy (SEM), contact angle, atomic force microscopy (AFM) and photoelectron spectroscopy of x-ray (XPS), in addition to cell culture tests with cells from the L-929 fibroblast lineage. Analyzes were carried out on castor bean PU to confirm its characterization, such as Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) and thermogravimetric analysis (TGA). **Results:** Castor bean PU showed structural and thermal characteristics suitable for application in titanium discs. SEM revealed different surface topographies between the experimental groups, while the contact angle indicated greater hydrophilicity in discs with castor bean PU. AFM confirmed the greater roughness of the discs with PU. An XPS analysis showed the presence of PU on the surface of the discs. Cell culture tests demonstrated low cytotoxicity and good cell behavior in castor ben oil PU discs. **Conclusion:** Castor bean oil polyurethane presented important physicochemical and biological properties for adequate tissue interaction. Highlighting the potential of this material in improving the osseointegration of dental implants, offering a promising alternative to improve the biocompatibility and stability of these devices.

**Keywords:** Polyurethane; dental implants; bone-implant interface; castor oil; coating.

## LISTA DE IMAGENS

**Figura 1:** Espectro FTIR do PU de mamona.

**Figura 2:** Análise da TG e DTG do PU de mamona

**Figura 3:** DSC do PU de mamona sintetizado.

**Figura 4:** Microscopia eletrônica de varredura: A: DT com PU de mamona; B: DT com JAC; C: DT polido. Escala de 100  $\mu\text{m}$ , 50  $\mu\text{m}$  e 50  $\mu\text{m}$  respectivamente.

**Figura 5:** Ângulo de contato: a) DT com PU de mamona; b) DT com JAC; c) DT polido.

**Figura 6:** Topografias analisadas por AFM. A: DT com mamona; B: DT com JAC; C: DT polido.

**Figura 7:** Espectroscopia de fotoelétrons por raio-x.

**Figura 8:** Resultado do teste MTT - absorbância após análise espectrofotométrica

## **LISTA DE QUADROS**

**Quadro 1:** Resumo revisão de literatura sobre implantes dentais e interface osso-implante;

**Quadro 2:** Resumo revisão de literatura sobre poliuretano e óleo de mamona;

**Quadro 3:** Resumo revisão de literatura sobre *ricinus communis* e titânio e revestimento.

## **LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

**AFM:** Microscopia de força atômica

**DSC:** Calorimetria de varrimento diferencial

**DMSO:** Dimetilsulfóxido

**DT:** Disco de titânio

**FBS:** Soro fetal bovino

**FTIR:** Espectroscopia de infravermelho com Transformada de Fourier

**HDI:** Hexametileno diisocianato

**JAC:** Jateamento de óxido de alumínio e ataque ácido

**MEV:** Microscopia eletrônica de varredura

**MAG:** Monoacilglicerídeo

**MTT:** Brometo de (3- (4,5-dimetiltiazol-2-il) -2,5-difeniltetrazólio)

**NUPCELT:** Núcleo Integrado de Morfologia e Pesquisa com Células-tronco

**PEG:** Polietilenoglicol

**PU:** Poliuretano

**Ti:** Titânio

**TGA:** Análise termogravimétrica

**TG:** Termogravimetria

**DTG:** Termogravimetria derivada

**XPS:** Espectroscopia de fotoelétrons de raio-x

## SUMÁRIO

1. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
1.1 <i>Implantes dentais e interface osso-implante</i> .....	13
1.2 Poliuretano e óleo de mamona .....	25
REFERÊNCIAS.....	30
2. ARTIGO .....	36
Resumo.....	37
1. Introdução .....	38
2. Materiais e Métodos .....	39
2.1 Produção do poliuretano de mamona .....	39
2.2 Obtenção e caracterização dos discos de titânio (DT) .....	39
2.3 Aplicação do revestimento sintetizado .....	39
2.4 Caracterização do disco de titânio com PU de mamona .....	39
2.5 Caracterização dos grupos experimentais (DT com PU de mamona, DT com JAC e DT polido).....	40
2.5.4 Análise espectroscópica de fotoelétrons de raios X (XPS).....	41
2.6 Testes de cultivo celular <i>in vitro</i> .....	41
3. Resultados e Discussão .....	42
3.4 Microscopia de força atômica (AFM) .....	48
3.5 Espectroscopia de fotoelétrons de raio-x (XPS) .....	48
3.6 Testes de cultivo celular <i>in vitro</i> .....	49

4. Conclusão .....	50
5. Agradecimentos. ....	51
6. Referências.....	51
FIGURAS.....	56
3. PRODUÇÃO INTELECTUAL MARÇO 2022 – FEVEREIRO 2024 .....	60
4. ANEXOS .....	63

## 1. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão foi realizada por consulta às bases de dados eletrônicos *PubMed-Medline* e *Science Direct* usando os seguintes descritores que foram combinados com operadores booleanos: “*Dental implants*” AND “*Bone implant interface*”; “*Castor oil*” AND “*Bone regeneration*”; “*Polyurethane*” AND “*Castor oil*” OR “*Ricinus*”; “*Ricinus communis*” AND “*Titanium*” AND “*Coating*” . Além disso, foi realizada busca direta nas referências dos artigos. Foram definidos como critérios de inclusão estudos com métodos de caracterização semelhantes a este estudo, publicados entre 2018 e 2023 e exclusão os artigos sem envolvimento com a área de saúde. Esta revisão apresenta os artigos em ordem cronológica conforme as normas do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal do Piauí (Anexo I).

### 1.1 *Implantes dentais e interface osso-implante*

A taxa e a qualidade da osseointegração em implantes de titânio estão diretamente relacionadas às suas propriedades de superfície. A composição da superfície, hidrofiliabilidade e rugosidade são parâmetros que podem desempenhar um papel crucial na interação implante-tecido e na osseointegração. A composição da superfície do implante pode influenciar a resposta biológica do tecido circundante. Modificações, como revestimentos de hidroxiapatita ou tratamentos químicos, podem promover uma melhor interação com o osso. Além disso, a hidrofiliabilidade da superfície afeta a capacidade de adsorção de proteínas e a interação com as células ósseas. A rugosidade da superfície também é crucial, proporcionando maior área de contato entre o implante e o osso, melhorando a adesão inicial e a estabilidade do implante. Portanto, a otimização das propriedades de superfície dos implantes de titânio é fundamental para promover uma osseointegração bem-sucedida e melhorar a longevidade dos implantes dentários. Sendo confirmado com a revisão de literatura abaixo:

Pellegrini *et al.* (2018) revisam a importância da osseointegração de implantes dentários, destacando eventos celulares e fases de cicatrização.

Descrevem a relevância da superfície do implante, incluindo a formação da camada de óxido de titânio e sua influência na biocompatibilidade. Abordam diferentes texturas e microtexturas, enfocando a aceleração da osseointegração por superfícies ásperas. A influência da matriz extracelular e a interação com as células são exploradas, ressaltando a complexidade do tecido ósseo. Destacam fatores de superfície que afetam a osseointegração em várias fases de cicatrização. Continuam a discutir as superfícies atuais de implantes, seus limites e a busca por melhorias na osseointegração. Diversos tratamentos de superfície são abordados, incluindo tratamentos fotoinduzidos (geram menos calor, o que ajuda a evitar danos térmicos aos materiais processados, e muitas vezes não requerem contato direto com o material, minimizando o risco de contaminação ou danos), laser (controle térmico preciso que minimiza o risco de deformações ou danos térmicos nos materiais) e rigidez de superfície (contribuição para a estabilidade dimensional dos materiais, minimizando deformações e variações dimensionais ao longo do tempo). Novas modificações de superfície para melhorar a osseointegração, como tratamentos fotoinduzidos, laser e revestimentos de superfície, são discutidas. A inclusão de agentes bioativos e medicamentos para promover a osseointegração. Portanto, destacam a natureza multifacetada da osseointegração, integrando aspectos celulares, tratamentos de superfície e inovações para impulsionar o desenvolvimento de implantes mais eficazes e duradouros no campo da odontologia e ortopedia.

Lee *et al.* (2019) exploram a consolidação óssea em implantes dentários com diferentes superfícies, focando nas interações entre o sangue e a superfície do implante. Aborda a importância da engenharia de superfície para melhorar a adesão e a migração celular, destacando a hidroxiapatita (HA) como um material promissor. O revestimento de HA visa acelerar a cicatrização óssea. O estudo propõe investigar a consolidação óssea de três tipos de implantes em cães, com a hipótese de que a molhabilidade da superfície influenciará a formação osteóide. O estudo envolveu nove cães beagle, onde foram inseridos três tipos de implantes dentários com diferentes superfícies: SLA hidrofóbico (IS-III Active®), SLA com nanocoating de HA (IS-III Bioactive®) e SLA armazenado em solução de cloreto de sódio (SLActive®). Os animais foram submetidos a procedimentos cirúrgicos e acompanhados por 12 semanas. O processo

histológico e histomorfométrico foi realizado para avaliar perda óssea, contato osso-implante e outros parâmetros. Os resultados indicaram que a formação óssea variou entre os diferentes implantes ao longo das semanas. Implantes revestidos com HA mostraram vantagens na atividade osteoblástica e na formação óssea, enquanto a superfície hidrofílica não apresentou melhorias significativas em relação à hidrofóbica. A remodelação óssea foi mais acentuada em implantes com revestimento de HA. A molhabilidade da superfície influenciou positivamente a dinâmica da regeneração óssea, favorecendo a osseointegração precoce. Os resultados destacam a importância do design da superfície do implante na eficácia a longo prazo.

Romero-Ruiz *et al.* (2019) destacam o avanço na implantologia moderna, especialmente no desenvolvimento de superfícies de implantes bioativas. O estudo compara a nova superfície de implante ContacTifi com outras existentes, como SLActivefi, avaliando os dados histomorfométricos e a estabilidade do implante (ISQ) em um modelo minipig. O objetivo é investigar a influência da ContacTifi no processo de osseointegração e examinar a possível correlação entre os valores ISQ e BIC. Os resultados revelam que as três superfícies apresentaram boa integração, mas a ContacTifi se destacou nos parâmetros histomorfométricos e de estabilidade, indicando um avanço significativo no processo de osseointegração. Não houve correlação estatística entre os valores ISQ e interface osso-implante (BIC). O estudo utilizou 12 suínos, com 36 implantes no total, distribuídos em três grupos sacrificados em diferentes intervalos após a cirurgia. A análise histológica mostrou interação positiva entre as superfícies e o osso circundante ao longo do tempo, com a ContacTifi apresentando melhor desempenho. A análise de frequência de ressonância (RFA) indicou valores elevados de ISQ, com diferenças estatisticamente significativas entre as superfícies em alguns grupos. A análise de contato osso-implante (BIC) demonstrou aumento significativo ao longo do tempo, com a ContacTifi exibindo os valores mais altos em todas as medições. Destaca-se a eficácia da ContacTifi no processo de osseointegração, evidenciada pelos resultados histomorfométricos e de estabilidade do implante. A falta de correlação entre ISQ e BIC ressalta a complexidade do processo de

osseointegração e destaca a importância de abordagens abrangentes para avaliar o sucesso dos implantes.

Ma *et al.* (2019) exploraram as modificações de superfície usando dopamina (DA) e 3,4-diidroxil-L-fenilalanina (DOPA) para melhorar a osseointegração. A DOPA é conhecida por suas propriedades adesivas inspiradas nos mexilhões. Discos de titânio foram submetidos a tratamento com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (óxido de alumínio) e ácido para criar superfícies microrrugosas. Os discos foram revestidos com DOPA. As propriedades de superfície foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia óptica 3D e medições de ângulo de contato. Células-tronco mesenquimais da medula óssea (BM-MSCs) foram cultivadas em discos com ou sem revestimento de DOPA. A adesão celular, proliferação, atividade da fosfatase alcalina (ALP) e mineralização foram avaliadas. Perfis de expressão gênica foram analisados usando microarrays. O revestimento de DOPA aumentou a rugosidade da superfície e reduziu o ângulo de contato, tornando-a mais hidrofílica. BM-MSCs apresentaram maior adesão, proliferação e atividade ALP em discos com DOPA em comparação com os discos sem DOPA. A análise de microarray revelou diferenças nos perfis de expressão gênica, com destaque para genes relacionados à adesão focal. A regulação positiva desses genes sugere uma influência nas vias de sinalização envolvidas na osseointegração. O revestimento de DOPA em discos de titânio promoveu propriedades superficiais favoráveis e melhorou a adesão e diferenciação osteoblástica de BM-MSCs. Os resultados sugerem que as modificações de superfície com DOPA podem ser uma estratégia eficaz para aprimorar a osseointegração de implantes ortopédicos. Mais pesquisas são necessárias para elucidar completamente os mecanismos subjacentes e otimizar essas abordagens para aplicações clínicas.

Chopra *et al.* (2020) revisaram a importância da interface osso-implante, destacando a influência das características superficiais no processo de osseointegração. Os implantes dentários desempenham um papel crucial na restauração de dentes em pacientes edêntulos, proporcionando suporte a próteses removíveis. A evolução da implantodontia está ligada ao aprimoramento de materiais e designs de superfície. A osseointegração compreende osteogênese de contato e à distância. A cirurgia do implante

dentário inicia eventos traumáticos, desencadeando a formação de coágulo sanguíneo e subsequente neoangiogênese e invasão osteoblástica. A superfície do implante, ao ser colocada na cavidade cirúrgica, absorve proteínas e biomoléculas, impactando a osseointegração. A seleção de biomateriais é vital para o sucesso a longo prazo dos implantes. O titânio é o material de primeira escolha, devido à sua osseointegração comprovada. Biomateriais podem ser biotolerantes (quando colocado no hospedeiro/corpo humano tem interação mínima ou nenhuma interação com o tecido circundante), bioativos (realizam uma reação de troca iônica que ocorre entre o biomaterial e o tecido circundante, que resulta na formação de uma apatita carbonática) ou bioinertes (permitem uma aposição próxima do osso em sua superfície). A qualidade do implante dentário é influenciada pelas características químicas, físicas e topográficas da superfície. A caracterização da superfície abrange macrotopografia, microtopografia e nanotopografia. O contato osso-implante é crítico, impactando a estabilidade primária e secundária do implante. A modificação de superfície é categorizada em macrotopografia, microtopografia e nanotopografia. A macrotopografia inclui características como formato, configuração e rugosidade, enquanto a microtopografia está associada à microrugosidade. O artigo explora técnicas de tratamento de superfície, como superfícies gravadas, técnicas de dupla gravação com ácido e o método jateado com ataque ácido (SLA). A modificação da superfície do implante é crucial para a osseointegração bem-sucedida, e as técnicas de tratamento, como jateamento e gravação com ácido, revestimentos de hidroxiapatita e superfícies anodizadas, desempenham papéis significativos.

Doi *et al.* (2020) realizaram um estudo experimental que inclui diversas etapas para avaliar as propriedades do titânio poroso tratado com álcali (ATPT) em relação à reconstrução óssea. Amostras de titânio poroso foram preparadas, tratadas com álcali (ATPT) e avaliadas. Propriedades da superfície, resistência mecânica e bioatividade foram analisadas. Foi realizado o estudo *in vivo* em coelhos para avaliar a formação óssea usando ATPT. O ATPT apresentou uma superfície bioativa com poros nanoestruturados. Não houve diferenças significativas na resistência mecânica entre ATPT e controle. Após imersão em solução de Hank, ATPT mostrou maior formação de apatita e aumento de peso.

Estudo in vivo revelou maior formação óssea com ATPT em comparação com o controle. O tratamento alcalino com NaOH promoveu a formação de uma camada de titanato de sódio na superfície, resultando em alta bioatividade. A solução de Hank mostrou formação de apatita, indicando a capacidade bioativa do ATPT. O estudo in vivo confirmou a eficácia do ATPT na formação óssea, especialmente na porção central dos defeitos ósseos. O titânio poroso tratado com álcali (ATPT) demonstrou ser mais bioativo, estimulando a formação óssea e apresentando potencial como material para reconstrução óssea.

López-Valverde *et al.* (2020) revisam o conceito de osseointegração em implantes dentários, com foco nas modificações bioativas da superfície dos implantes de titânio (Ti) para melhorar a osseointegração. A osseointegração refere-se à conexão direta entre o osso vivo e a superfície do implante, sendo crucial para o sucesso dos implantes dentários. A superfície do implante desempenha um papel vital, e várias modificações foram exploradas para aprimorar a biocompatibilidade. A revisão inclui uma análise de estudos clínicos e experimentais realizados em animais e humanos. Diferentes modificações de superfície, como hidroxiapatita (HA), fosfato de cálcio (CaP), e revestimentos de peptídeos bioativos, foram examinadas. A revisão destaca a importância da topografia da superfície na osseointegração, enfatizando a eficácia de superfícies ásperas em micro, submicro e nanoescala. Os resultados indicam que superfícies bioativas, como HA e CaP, podem melhorar a osseointegração em modelos animais. No entanto, a heterogeneidade dos estudos, a falta de padronização nos métodos de avaliação e o risco de viés comprometem a conclusão definitiva sobre a eficácia dessas modificações em humanos. A revisão destaca a necessidade de ensaios clínicos de longo prazo para validar o sucesso das modificações bioativas em implantes dentários.

Para analisar o efeito da osseointegração e a estabilidade dos implantes dentários, Hao *et al.* (2021) realizaram uma meta-análise em estudos de modelos animais para comparar quatro tratamentos de superfície (SLA, SLActive, Osseotite e TiUnite) nos implantes dentários de titânio. Para o efeito global de osseointegração, 11 estudos foram incluídos. A possibilidade de classificação mostrou que TiUnite pode ser a melhor superfície, seguida por Osseotite, SLActive e SLA. Além disso, os autores indicaram que TiUnite tinha um valor

BIC significativamente maior do que SLA. Entretanto não houve diferença significativa nas outras comparações. Em relação à estabilidade, todos os implantes apresentam valor de quociente de estabilidade do implante (ISQ) superior a 60 indicando que todos são elegíveis. A osseointegração rápida e o tempo de cicatrização reduzido são os objetivos da odontologia moderna; esses objetivos desempenham papéis críticos na melhoria da qualidade de vida dos pacientes. As possibilidades de classificação mostram que o TiUnite parece ser o melhor, seguido por Osseotite, SLA e SLActive.

Davidson *et al.* (2021) investigaram os efeitos do tratamento térmico e do armazenamento nas propriedades superficiais do revestimento de polidopamina (PDA) e seu impacto na resposta celular em discos de titânio. Utilizando uma variedade de técnicas de caracterização, como espectroscopia de fotoelétrons de raios X (XPS) e espectrometria de massa de íons secundários de tempo de voo (ToF-SIMS), foram analisadas as mudanças na estrutura química e hidrofiliabilidade do PDA após tratamento térmico a 121 °C e armazenamento por duas semanas. Placa revestida de titânio foi usado como substrato, e o PDA foi depositado por imersão em solução de dopamina. Algumas amostras foram submetidas a tratamento térmico, enquanto outras foram armazenadas por duas semanas à temperatura ambiente. A caracterização foi realizada por XPS, ToF-SIMS e medições de ângulo de contato com água. Fibroblastos, queratinócitos e pré-osteoblastos foram cultivados nas amostras para avaliação da resposta celular. O tratamento térmico a 121 °C resultou em aumento da quantidade de grupos quinona e redução da quantidade de grupos de amina primária na superfície do PDA. O armazenamento por duas semanas também influenciou essas propriedades, mas em menor extensão. A hidrofiliabilidade diminuiu após os pós-tratamentos, conforme evidenciado pelos ângulos de contato com água. A análise celular revelou uma proliferação significativamente aumentada nas amostras pós-tratadas em comparação com o PDA puro. Esses resultados são relevantes para o desenvolvimento de biomateriais funcionalizados com aplicações em reparo tecidual e biomedicina.

Silva *et al.* (2022) revisaram diferentes tratamentos de superfície e a bioativação de implantes dentários de titânio, explorando as estratégias para aprimorar a osseointegração. Os implantes dentários, especialmente os de titânio, surgiram como uma solução crucial para restaurar a função e a saúde

bucal. No entanto, a osseointegração eficaz, a integração do implante com o osso circundante, é crucial para o sucesso a longo prazo dos implantes dentários. Neste contexto, diversas abordagens de tratamento de superfície têm sido exploradas para melhorar a osseointegração e prevenir complicações associadas aos implantes. A busca incluiu artigos publicados nos últimos anos, priorizando estudos clínicos e experimentais que investigaram diferentes técnicas de modificação de superfície, incluindo tratamentos mecânicos, químicos, eletroquímicos e bioativação com biomoléculas. A revisão abordou também os avanços recentes na nanotecnologia aplicada à odontologia e suas contribuições para a melhoria da osseointegração. A revisão destaca a importância crítica da osseointegração para o sucesso dos implantes dentários, especialmente os de titânio. Diferentes tratamentos de superfície, incluindo modificações nanotecnológicas, mostraram-se promissores na promoção de uma osseointegração mais eficaz. A bioativação da superfície do implante com biomoléculas, como colágeno, peptídeos e fatores de crescimento, demonstrou impactos positivos na adesão celular e no processo de regeneração óssea. A introdução de superfícies graduadas funcionalizadas (FGMs) surge como uma abordagem inovadora para otimizar diferentes interfaces do implante, atendendo às demandas específicas de tecidos duros e moles.

Teixeira *et al.* (2023) aborda a importância das modificações superficiais em implantes dentários de titânio (Ti) e seu impacto na interação osso-implante. Destacando a relevância da osteointegração para o sucesso a longo prazo dos implantes. Discutem brevemente a sinalização Wnt/ $\beta$ -catenina e seu papel na regulação da osteogênese. A pesquisa descreve como as modificações na superfície do Ti, especialmente aquelas realizadas por laser, podem influenciar a interação entre os implantes dentários e o osso circundante. São detalhados os parâmetros específicos do laser, a preparação das amostras e os procedimentos de cultura celular. A expressão de DKK1 nos osteoblastos é medida como um indicador da resposta biológica à superfície modificada do Ti. Com base nos resultados obtidos, a conclusão destaca que as modificações da superfície do titânio realizadas por irradiação a laser influenciam a expressão de DKK1 em osteoblastos. Isso sugere uma possível modulação da via de sinalização Wnt/ $\beta$ -catenina, indicando um potencial impacto positivo na

osteointegração de implantes dentários. No entanto, são reconhecidas a necessidade de mais pesquisas e a complexidade dos fatores envolvidos na interação osso-implante.

Alkhodary (2023) avaliou a microusinagem a laser em titânio e suas microranuras que melhoram a interação com o ambiente circundante. Variações na literatura sobre os efeitos das geometrias de micro-sulcos geraram a necessidade de estudar implantes dentários com rugosidade superficial controlada. O peptídeo RGD imobilizado em titânio melhora a adesão celular, promovendo a osteogênese interfacial. O estudo avaliou o efeito do micro-ranhuramento a laser e do revestimento combinado de micro-ranhura/RGD na resistência da interface implante dentário/osso em coelhos. Hastes de titânio foram ranhuradas a laser e revestidas com RGD. Testes de arrancamento mecânico foram realizados após 2, 4 e 6 semanas de implantação. Na semana 2, hastes ranhuradas a laser/RGD mostraram maior resistência. Na semana 4, as hastes ranhuradas a laser apresentaram o módulo mais alto, seguidas pelo grupo RGD. Na semana 6, as hastes RGD demonstraram a maior resistência, sugerindo maturação óssea. O grupo de controle foi consistentemente inferior. A micro-ranhura a laser e o revestimento RGD melhoraram a osseointegração. O revestimento RGD pode iniciar a fixação precoce, enquanto a ranhura a laser atinge a fixação na terceira semana. O estudo destaca a eficácia da ranhura a laser e do revestimento RGD na melhoria da osseointegração. O revestimento RGD promove adesão precoce e melhora a mineralização. Esses resultados encorajam a transição para ensaios clínicos em humanos com implantes dentários otimizados para promover uma interface osso-implante mais forte e estável.

<b>Tratamento de superfície</b>	<b>Tipo de estudo</b>	<b>Análises realizadas</b>	<b>Melhor resultado de osseointegração</b>	<b>Referência</b>
Fotoinduzido, Laser e Rugosidade	Revisão	-	Laser	Pellegrini, 2018
SLA hidrofóbico, SLA hidrofílico com HA e SLA hidrofílico em solução de NaCl	<i>In Vivo</i>	Histologia e morfometria	SLA hidrofílico com HA	Lee, 2019
ContacTi, SLA e SLActive	<i>In Vivo</i>	Histologia, RFA, BIC	ConatcTi	Romero-Ruiz, 2019
SLA e SLA com DOPA	<i>In vitro</i>	Ensaio quantitativo de deposição de cálcio	SLA com DOPA	Ma, 2019
Jateamento, Ataque ácido, SLA, Anodizado, Pulverização	Revisão Sistemática		Busca por novos estudos para superfície esteticamente agradável e biologicamente intacta	Chopra, 2020

Titânio com Álcali (ATPT) e Titânio poroso	<i>In vivo</i>	Resistência mecânica, Bioatividade, Histologia e MEV	Titânio com Álcali (ATPT)	Doi, 2020
Bioativas e convencionais	Revisão Sistemática Comparativa		Cada superfície existe suas limitações	López-Valverde, 2020
SLA, SLActive, Osseotite e TiUnite	Meta-análise		TiUnite	Hao, 2021
PDA-th121, PDA-2w e Titânio	<i>In vitro</i>	XPS, ToF-SIMS, Ângulo de contato, Cultura de células e Histologia	PDA	Daidsen, 2021
Superfícies biomiméticas e bioativas	Revisão		Implantes híbridos com modificações variadas são materiais inovadores.	Silva, 2022
Ti polido e Ti laser	<i>In vitro</i>	Alamar azul, Fosfatase alcalina, PCR e Elisa	A superfície de Ti laser aumenta os principais marcadores osteoblásticos	Teixeira, 2023

Microusinagem a laser e peptídeo RGD	<i>In vivo</i>	FTIR, MEV e Testes mecânicos	Eficácia da ranhura a laser e do revestimento RGD na melhoria da osseointegração	Alkhodary, 2023
--------------------------------------	----------------	------------------------------	--	-----------------

## 1.2 Poliuretano e óleo de mamona

Os poliuretanos (PUs), derivados de óleo de mamona, representam uma classe popular de polímeros que abrange desde termoendurecíveis até termoplásticos. A síntese desses polímeros ocorre pela reação entre polióis e isocianatos, formando ligações uretano. Tanto os polióis quanto os diisocianatos derivados de plantas têm sido empregados na produção de PUs. Os polióis provenientes de fontes vegetais são denominados polióis de óleo natural, com o óleo de mamona sendo uma das principais fontes para a fabricação desses polímeros. Os segmentos longos e flexíveis dos polióis desempenham um papel crucial na formação de polímeros macios e elásticos, enquanto uma maior reticulação conduz à formação de PUs mais rígidos. Ao ajustar a extensão da reticulação e variar o comprimento dos segmentos do polímero, uma ampla variedade de PUs pode ser preparada, cada uma com características distintas. Essa flexibilidade na formulação permite a obtenção de PUs com propriedades específicas, adequadas para uma variedade de aplicações, desde materiais flexíveis e resilientes até materiais mais rígidos e estruturais. Estudos abaixo confirmam suas variações de uso:

Aguilar-Pérez *et al.* (2019) abordaram a preparação e caracterização de espumas compostas de poliuretano (PU) contendo partículas de titânio (Ti) à base de óleo de mamona (CO), visando aplicações em medicina regenerativa. A pesquisa buscou avaliar propriedades físico-químicas, mecânicas e biológicas desses materiais utilizando células-tronco da polpa dentária humana (HDPSC). A incorporação de Ti nas espumas resultou em alterações nas propriedades físicas, como cor, densidade e porosidade. As análises espectroscópicas confirmaram a formação de PU e evidenciaram a presença de Ti nos compósitos. Análises térmicas (TGA, DSC, DMA) mostraram comportamento térmico esperado, enquanto a análise por microscopia eletrônica revelou a morfologia e distribuição do Ti nas espumas. Estudos de degradação acelerada *in vitro* indicaram estabilidade das espumas em água destilada. As propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e resistência à compressão, foram aprimoradas com a adição de Ti, evidenciando seu efeito fortalecedor na matriz de PU. A biocompatibilidade foi avaliada com HDPSC, mostrando viabilidade

celular superior a 70% até 21 dias. O ensaio MTT indicou boa proliferação celular até 14 dias, com posterior estabilização. Esses materiais apresentam potencial para aplicações em medicina regenerativa, promovendo a regeneração óssea com características desejáveis.

Chakraborty et al. (2020), revisaram a abordagem, síntese e aplicação de compósitos poliméricos à base de óleo de rícino (CO) desenvolvidos para melhorar propriedades físicas e químicas dos polímeros, visando aplicações industriais e biomédicas. Adições de nanopartículas, como óxido de titânio e sílica, melhoram propriedades em revestimentos, adesivos e dispositivos médicos. Especificamente, compósitos de poliuretano (PU) CO são biocompatíveis, destacando-se em aplicações biomédicas, como bioadesivos e engenharia de tecidos. Materiais sustentáveis como esses têm potencial para impulsionar inovações futuras em ambas as áreas, oferecendo alternativas ecológicas aos polímeros tradicionais. As técnicas de síntese e caracterização permitem ajustes precisos nas propriedades dos compósitos, atendendo a requisitos específicos de diferentes aplicações industriais e biomédicas. A incorporação de cargas e nanomateriais em compósitos PU CO demonstra melhorias significativas em propriedades mecânicas e térmicas, ampliando seu campo de aplicação. A viabilidade de uso desses compósitos em aplicações médicas, como curativos e dispositivos implantáveis, ressalta sua importância crescente na indústria biomédica.

Rusu et al. (2020), revisaram o uso de poliuretanos (PUs) em uma variedade de aplicações biomédicas, abrangendo desde sistemas de liberação de medicamentos até engenharia de tecidos e revestimentos para implantes. A metodologia empregada envolveu a síntese de diferentes tipos de PUs, utilizando blocos de construção específicos, com o intuito de alcançar propriedades mecânicas, morfológicas e de superfície adequadas para cada aplicação. A análise dos resultados revelou que os PUs são materiais versáteis, capazes de imitar características de tecidos naturais e promover a regeneração tecidual. Os testes realizados demonstraram que os PUs são eficazes como sistemas de liberação de medicamentos, possibilitando o encapsulamento e a liberação controlada de fármacos, o que melhora a eficácia terapêutica e reduz os efeitos adversos. Além disso, os PUs mostraram-se promissores na

prevenção de infecções bacterianas em dispositivos médicos, contribuindo para a segurança e eficácia dos tratamentos. Os PUs representam uma excelente opção para diversas aplicações biomédicas devido à sua biocompatibilidade, ajustabilidade de propriedades e facilidade de processamento. Com mais pesquisas e desenvolvimentos, os PUs têm o potencial de impulsionar avanços significativos na medicina regenerativa, terapia medicamentosa e prevenção de infecções em dispositivos médicos.

Hernández-Flores *et al.* (2021) investigaram o uso de um implante derivado da mamona (*Ricinus communis*) para melhorar as propriedades biomecânicas de defeitos ósseos não críticos. No estudo, foram utilizados poliuretanos de dois componentes, polioli e pré-polímero, como material de implante. Esses materiais foram escolhidos devido à sua biocompatibilidade e capacidade de promover a formação de tecido ósseo. Experimentos foram conduzidos em ratos Wistar machos, onde defeitos ósseos não críticos foram criados na tíbia direita. Os resultados mostraram que os ratos tratados com o implante apresentaram uma recuperação mais rápida das propriedades biomecânicas em comparação com os ratos deixados para reparo espontâneo. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos controle e o grupo tratado com o implante em alguns parâmetros biomecânicos (rigidez, resistência, energia de carga máxima e energia máxima). O implante derivado da mamona pode contribuir para uma recuperação mais rápida de defeitos ósseos não críticos, o que pode reduzir os custos e o tempo de internação do paciente. Esses resultados são promissores e destacam o potencial desse material como uma opção eficaz para o tratamento de defeitos ósseos.

**Quadro 2: Resumo revisão de literatura sobre poliuretano e óleo de mamona**

<b>Biomaterial</b>	<b>Forma do poliuretano</b>	<b>Tipo de estudo</b>	<b>Caracterizações</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Referência</b>
Poliuretana de óleo de mamona com partículas de titânio	Scaffolds	<i>In vitro</i>	EDX, MEV, FT-IR, TGA, DSC, DMA e XRD	Regeneração óssea	Aguilar-Pérez, 2019
Polímero de mamona com adição de óxido de titânio e sílica	-	Revisão	-	Melhorias do polímero de mamona com adição de cargas e nanomateriais	Chakraborty, 2020
Polímero de óleo de mamona	-	Revisão	-	Corroborar a gama de opções para utilização do PU de mamona (liberação de medicamentos encapsulados, diminuição das	Rusu, 2020

				infecções bacterianas	
PU de mamona + Polirol	Implante	<i>In vivo</i>	Biomecânico e Histológico	Recuperação mais rápida com implante de PU de mamona	Hernández-Flores, 2021

### 1.3 *Ricinus communis*; titânio e revestimento

O óleo de mamona, derivado das sementes da planta *Ricinus communis*, é frequentemente utilizado como fonte renovável e ecologicamente aceita de polióis na síntese de poliuretanos. Os polióis são um componente chave na produção de poliuretanos, que são materiais versáteis amplamente utilizados em revestimentos, espumas, adesivos, selantes e uma variedade de outras aplicações. O titânio, material biocompatível, o que significa que é bem tolerado pelo corpo humano e não causa reações adversas quando em contato com tecidos biológicos. A combinação de óleo de mamona como polioliol base para poliuretanos e titânio como material biocompatível em revestimentos pode resultar em produtos finais que são tanto ecologicamente corretos quanto adequados para aplicações médicas e outras aplicações sensíveis à biocompatibilidade.

Totaro *et al.* (2020), apresentam a síntese e caracterização de diferentes polímeros, incluindo homopolímeros e copolímeros, derivados do ácido ricinoleico (RA) e de outros monômeros. A metodologia empregada envolveu a policondensação por fusão em dois estágios, utilizando diferentes temperaturas e catalisadores para produzir os polímeros desejados. A análise estrutural foi realizada por ressonância magnética nuclear de  $^1\text{H}$  para confirmar as estruturas moleculares dos polímeros sintetizados. Para avaliar a atividade antibacteriana dos polímeros, foram realizados testes utilizando *Escherichia coli* e *Staphylococcus aureus* como cepas bacterianas alvo. Os resultados mostraram uma redução significativa na sobrevivência das células bacterianas quando expostas aos polímeros sintetizados, indicando sua eficácia como agentes antimicrobianos. Além disso, as propriedades físicas e térmicas dos polímeros foram caracterizadas por diversas técnicas analíticas, incluindo cromatografia de permeação em gel (GPC), análise calorimétrica diferencial (DSC), análise termogravimétrica (TGA) e análise mecânica dinâmica (DMTA). Os resultados mostraram que as propriedades dos polímeros variaram de acordo com sua composição e estrutura molecular, demonstrando a viabilidade de ajustar suas propriedades para diferentes aplicações. O estudo demonstrou a síntese bem-

sucedida de polímeros derivados do ácido ricinoleico com atividade antibacteriana e propriedades físicas e térmicas ajustáveis, oferecendo perspectivas promissoras para uma ampla gama de aplicações, desde materiais biomédicos até embalagens e revestimentos.

Siyanbola *et al.* (2021) abordam a síntese e caracterização de compósitos de poliuretano (PU) incorporados com nanopartículas de dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>) modificadas. A introdução de materiais nanoestruturados visa melhorar várias propriedades dos filmes de revestimento, como estabilidade térmica, propriedades mecânicas, antimicrobianas e anticorrosivas. Os procedimentos para a preparação do TiO<sub>2</sub> modificado, o poli(epicloridrina)-triol (PECH-triol) e os compósitos de PU-TiO<sub>2</sub>-TMP foram realizados para a caracterização dos materiais por meio de técnicas como espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), microscopia eletrônica de varredura (MEV), ressonância magnética nuclear (RMN), análise termogravimétrica (TGA) e teste de ângulo de contato com água. Os resultados revelaram que a modificação da superfície do TiO<sub>2</sub> com TMP foi bem-sucedida, como confirmado por FTIR e MEV. A estabilidade térmica das nanopartículas modificadas foi ligeiramente reduzida, mas sua distribuição dentro da matriz polimérica foi melhorada, resultando em uma maior rugosidade da superfície nos filmes de PU-TiO<sub>2</sub>-TMP. Além disso, os filmes compostos apresentaram uma melhoria nas propriedades mecânicas em comparação com o PU puro, com aumento na tenacidade e no percentual de alongamento na ruptura. A análise de resistência à corrosão revelou uma melhor resistência química dos filmes de PU-TiO<sub>2</sub>-TMP em vários meios químicos. Além disso, os testes antimicrobianos mostraram uma redução no crescimento bacteriano nos filmes compostos, sugerindo propriedades antibacterianas melhoradas. Demonstrando seu potencial para aplicações em revestimentos com melhor desempenho e durabilidade.

**Quadro 3: Resumo revisão de literatura sobre *ricinus communis* e titânio e revestimento\***

<b>Biomaterial</b>	<b>Forma do poliuretano</b>	<b>Tipo de estudo</b>	<b>Caracterizações</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Referência</b>
Ácido ricinocléico	Revestimento	<i>In vitro</i>	GPC, DSC, TGA, DMTA	Sintetizar polímeros derivados do ácido ricinoleico com atividade antibacteriana e propriedades físicas e térmicas ajustáveis	Totaro, 2020
Compósitos de PU com nanopartículas de TiO <sub>2</sub>	Filme (revestimento)	<i>In vitro</i>	FTIR, MEV RMN, TGA,	Caracterizar revestimento de PU-TiO <sub>2</sub> -TMP	Siyanbola, 2021

\*escassez de artigos sobre o tema abordado

## REFERÊNCIAS

Aguilar-Pérez, F. J., Vargas-Coronado, R. F., Cervantes-Uc, J. M., Cauich-Rodríguez, J. V., Rosales-Ibañez, R., Rodríguez-Ortiz, J. A., & Torres-Hernández, Y. (2019). Titanium - castor oil based polyurethane composite foams for bone tissue engineering. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 30(15), 1415–1432. <https://doi.org/10.1080/09205063.2019.1636352>

Alkhodary, M. A. (2023). Effect of controlled surface roughness and biomimetic coating on titanium implants adhesion to the bone: An experiment animal study. *Saudi Dental Journal*, 35(7), 819–826. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.07.010>

Chakraborty, I., & Chatterjee, K. (2020). Polymers and Composites Derived from Castor Oil as Sustainable Materials and Degradable Biomaterials: Current Status and Emerging Trends. In *Biomacromolecules* (Vol. 21, Issue 12, pp. 4639–4662). American Chemical Society. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.0c01291>

Chopra, M., Vermani, M., Swarup, N., Pal, A., & Chowdhary D A Assistant, Z. (2020). *Surface Treatment and Implant Bone Interface: A Systematic Literature Review*. [www.begellhouse.com](http://www.begellhouse.com)

Davidson, M. B., Teixeira, J. F. L., Dehli, J., Karlsson, C., Kraft, D., Souza, P. P. C., & Foss, M. (2021). Post-treatments of polydopamine coatings influence cellular response. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 207. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111972>

Doi, K., Kobatake, R., Makihara, Y., Oki, Y., Umehara, H., Kubo, T., & Tsuga, K. (2020). The development of novel bioactive porous titanium as a bone reconstruction material. *RSC Advances*, 10(38), 22684–22690. <https://doi.org/10.1039/d0ra03202f>

Hao, C. P., Cao, N. J., Zhu, Y. H., & Wang, W. (2021). The osseointegration and stability of dental implants with different surface treatments in animal models: a network meta-analysis. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93307-4>

Hernández-Flores, C., Delgado, A., Domínguez-Hernández, V. M., Valdez-Mijares, R., & Araujo-Monsalvo, V. M. (2021). A castor oil plant (*Ricinus communis*)-derived implant improves the biomechanical properties of noncritical bone defects. *Acta Cirurgica Brasileira*, 36(2), 1–5. <https://doi.org/10.1590/ACB360202>

Lee, J., Yoo, J. M., Amara, H. Ben, Lee, Y. M., Lim, Y. J., Kim, H., & Koo, K. T. (2019). Bone healing dynamics associated with 3 implants with different surfaces: Histologic and histomorphometric analyses in dogs. *Journal of Periodontal and Implant Science*, 49(1), 25–38. <https://doi.org/10.5051/jpis.2019.49.1.25>

López-valverde, N., Flores-fraile, J., Ramírez, J. M., de Sousa, B. M., Herrero-hernández, S., & López-valverde, A. (2020). Bioactive surfaces vs. Conventional surfaces in titanium dental implants: A comparative systematic review. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 9, Issue 7, pp. 1–28). MDPI. <https://doi.org/10.3390/jcm9072047>

Ma, T., Ge, X. Y., Hao, K. Y., Jiang, X., Zheng, Y., Lin, Y., & Zhang, Y. (2019). Titanium discs coated with 3,4-dihydroxy-l-phenylalanine promote osteogenic differentiation of human bone mesenchymal stem cells: In vitro. *RSC Advances*, 9(16), 9117–9125. <https://doi.org/10.1039/c8ra09952a>

Pellegrini, G., Francetti, L., Barbaro, B., & Del Fabbro, M. (2018). Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. In *Journal of investigative and clinical dentistry* (Vol. 9, Issue 4, p. e12349). NLM (Medline). <https://doi.org/10.1111/jicd.12349>

Romero-Ruiz, M. M., Gil-Mur, F. J., Ríos-Santos, J. V., Lázaro-Calvo, P., Ríos-Carrasco, B., & Herrero-Climent, M. (2019). Influence of a novel surface of bioactive implants on osseointegration: A comparative and histomorfometric correlation and implant stability study in minipigs. *International Journal of Molecular Sciences*, 20(9). <https://doi.org/10.3390/ijms20092307>

Rusu, L. C., Ardelean, L. C., Jitariu, A. A., Miu, C. A., & Streian, C. G. (2020). An insight into the structural diversity and clinical applicability of polyurethanes in biomedicine. In *Polymers* (Vol. 12, Issue 5). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/POLYM12051197>

Sadati Tilebon, S. M., Emamian, S. A., Ramezanpour, H., Yousefi, H., Özcan, M., Naghib, S. M., Zare, Y., & Rhee, K. Y. (2022). Intelligent modeling and optimization of titanium surface etching for dental implant application. *Scientific Reports*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-11254-0>

Silva, R. C. S., Agreli, A., Andrade, A. N., Mendes-Marques, C. L., Arruda, I. R. S., Santos, L. R. L., Vasconcelos, N. F., & Machado, G. (2022). Titanium Dental Implants: An Overview of Applied Nanobiotechnology to Improve Biocompatibility and Prevent Infections. In *Materials* (Vol. 15, Issue 9). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15093150>

Siyانبولا, T. O., Ajayi, A. A., Vinukonda, S., Jena, K. K., Alhassan, S. M., Basak, P., Akintayo, E. T., Narayan, R., & Raju, K. V. S. N. (2021). Surface modification of TiO<sub>2</sub> nanoparticles with 1,1,1-Tris(hydroxymethyl)propane and its coating application effects on castor seed oil-PECH blend based urethane systems. *Progress in Organic Coatings*, 161. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2021.106469>

Teixeira, J. F. L., de Souza, J. A. C., Magalhães, F. A. C., de Oliveira, G. J. P. L., de Santis, J. B., de Souza Costa, C. A., & de Souza, P. P. C. (2023). Laser-Modified Ti Surface Improves Paracrine Osteogenesis by Modulating the Expression of DKK1 in Osteoblasts. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(4). <https://doi.org/10.3390/jfb14040224>

Totaro, G., Sisti, L., Bozzi Cionci, N., Martinez, G. A., di Gioia, D., & Celli, A. (2020). Elastomeric/antibacterial properties in novel random Ricinus communis based-copolyesters. *Polymer Testing*, 90. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2020.106719>

Formatado de acordo com as normas do periódico: “*Polímeros: Ciência e Tecnologia*” (Anexo II).

## Caracterização físico-química e biológica de revestimento da superfície de titânio com poliuretano de mamona (*Ricinus communis*)

Jonathan Ferreira Costa<sup>1</sup> (<https://orcid.org/0000-0001-6030-0070>),  
Maelson Sousa Nunes<sup>2</sup>, Thátilla Wanessa Vieira de Sousa<sup>3</sup>, Wanderson Gabriel  
Gomes de Melo<sup>4</sup>, José Milton Elias De Matos<sup>2</sup>, Jorge Felipe Lima Teixeira e  
Ana Cristina Vasconcelos Fialho<sup>1\*</sup> (<https://orcid.org/0000-0002-2973-1080>)

<sup>1</sup> Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal do Piauí – UFPI,  
Teresina, Brasil

<sup>3</sup> Programa de Pós-graduação de Química, Universidade Federal do Piauí – UFPI,  
Teresina, Brasil

<sup>4</sup> Programa de Pós-graduação em Ciências e Engenharia dos Materiais, Universidade  
Federal do Piauí – UFPI, Teresina, Brasil

<sup>5</sup> Programa de Pós-graduação em Tecnologia Aplicadas a Animais de Interesse  
Regional, Universidade Federal do Piauí – UFPI, Teresina, Brasil

\*[anacrisvf@gmail.com](mailto:anacrisvf@gmail.com)

Endereço para correspondência:

Profª Drª Ana Cristina Vasconcelos Fialho

Rua Prisco Medeiros, nº 1866

Edifício Maria Luiza, Apt. 703

Bairro Ininga

Teresina-PI, CEP: 64049-620

**Resumo**

Revestimentos como PU de mamona, possui boa biocompatibilidade e indução de neoformação óssea. Esta pesquisa teve como objetivo caracterizar o PU de mamona que foi produzido e revestido em DT. Foram realizados testes com DT com PU de mamona, DT com SLA e DT polido. Foram realizadas análises no PU de mamona para confirmação de sua caracterização, como FTIR e TGA. O PU de mamona apresentou características estruturais e térmicas adequadas para aplicação em DT. A MEV revelou diferentes topografias superficiais entre os grupos experimentais, enquanto o ângulo de contato indicou maior hidrofobicidade nos discos com PU de mamona. A AFM confirmou a maior rugosidade dos discos com PU. A análise por XPS evidenciou a adesão de PU na superfície dos discos. Os testes de cultivo celular demonstraram baixa citotoxicidade com PU de mamona. O PU de mamona apresentou propriedades físico-químicas e biológicas importantes para uma adequada interação tecidual.

**Palavras-chave:** implantes dentais, interface osso-implante, óleo de mamona, poliuretano, revestimento.

## 1. Introdução

Na osseointegração existe contato direto entre o osso e a superfície do titânio (ST), fator importante para o sucesso a longo prazo da implantodontia<sup>[1,2,3]</sup>. Contudo, a formação de tecido fibroso na interface implante-osso pode comprometer a estabilidade desses dispositivos, da mesma maneira o contato direto osso-implante sem uma camada de tecido conjuntivo interveniente<sup>[4]</sup>. A taxa e a qualidade da osseointegração em implantes de titânio estão relacionadas às suas propriedades de superfície<sup>[5]</sup>.

A modificação das propriedades físico-químicas de um material é essencial para melhorar a resposta biológica do organismo, essas interações podem influenciar a adsorção de proteínas, a aderência celular, a proliferação e a diferenciação osteogênica e são de grande valia, pois fornecem inovações na geração de novos materiais clínicos e regeneração tecidual<sup>[5,6]</sup>. Vários protocolos de modificação de ST foram desenvolvidos e testados visando a modulação positiva do comportamento das células osteogênicas e posterior sucesso clínico do implante dentário a longo prazo<sup>[7, 8, 9]</sup>.

A topografia da superfície desempenha um papel crucial para osseointegração, e a resposta celular pode ser modulada adaptando a textura da superfície do implante<sup>[2,10]</sup>. As principais ST que foram desenvolvidas e utilizadas para atingir a rugosidade adequada são jateamento de areia, ataque ácido, anodização e pulverização de plasma de titânio<sup>[5, 8, 9]</sup>. Outras estratégias têm sido utilizadas para melhorar a osseointegração da ST que incluem revestimentos com hidroxiapatita, vidros bioativos, bifosfonatos ou colágeno<sup>[5, 8]</sup>.

A biocompatibilidade é compreendida como uma série de interações que ocorrem na interface entre o tecido e o material, possibilitando a identificação daqueles materiais com características de superfície e/ou química polimérica mais adequadas à biocompatibilidade; essas interações são influenciadas pelas características intrínsecas do material. Os poliuretanos (PU) são amplamente utilizados na preparação de dispositivos biomédicos devido à sua biocompatibilidade, degradabilidade e não toxicidade<sup>[12,13]</sup>. O polímero de mamona apresenta características favoráveis para adesão e crescimento celular, como por exemplo: excelentes propriedades mecânicas e físicas (desgaste e resistência) e boa compatibilidade tecidual<sup>[9,12,13,14,15]</sup>. Revestimentos poliméricos da mamona se destacam como alternativa para modificação físico-química da ST. O objetivo deste estudo é caracterizar o revestimento de poliuretano de mamona para otimização do tratamento com implantes dentários de titânio.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1 Produção do poliuretano de mamona

A síntese do poliuretano foi realizada em um sistema com banho de aquecimento controlado sob agitação constante<sup>[12,15,16]</sup>. Com temperatura inicial de 100°C, sendo utilizados o óleo de mamona (Mundos dos Óleos, Brasília, Brasil) (5g) e polietilenoglicol (PEG) (Sigma-Aldrich, Darmstadt, Alemanha) (2,5g) para reação, agitando por uma hora até haver dissolução completa. Posteriormente foi adicionado hexametileno diisocianato (HDI) (Sigma-Aldrich, Darmstadt, Alemanha) na razão molar MAG:HDI de 1: 4,5. O início da formação do poliuretano é detectado com o aumento da viscosidade (pré-polímero), finalizando a etapa de produção do PU.

### 2.2 Obtenção e caracterização dos discos de titânio (DT)

Foram utilizadas 40 amostras de discos de titânio (DT) grau 4, com diâmetro de 8 mm e 2 mm de espessura; produzidos e doados pela empresa Titaniumfix (São José dos Campos, SP, Brasil). Sendo 10 amostras tratadas com jateamento de óxido de alumínio e ataque ácido (SLA).

As amostras foram divididas em três grupos experimentais, DT com revestimento de PU de mamona, DT com SLA e DT polido. A caracterização do DT polido foi realizada de acordo com o estudo de Teixeira *et al.* (2023)<sup>[18]</sup>, utilizando refrigeração a água com papel abrasivo de 320 a 1200 granulações, imersos em acetona, limpos por ultrassom por 15 minutos e após realizada lavagem com água deionizada e etanol 100%.

### 2.3 Aplicação do revestimento sintetizado

O PU foi solubilizado em N-metil-2-pirrolidinona (NMP) (Sigma-Aldrich, Darmstadt, Alemanha) a 30 mL, para aumento do período de viscosidade, essa solução foi agitada por 10 minutos. Os DT foram revestidos com 70µL da solução mantendo-os em estufa a vácuo a 65°C pelo período de duas horas.

### 2.4 Caracterização do disco de titânio com PU de mamona

#### 2.4.1 Espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR)

O espectro FTIR da amostra do poliuretano sintetizada foram obtidos em espectrofotômetro Thermo Fisher SCIENTIFIC, modelo Nicolet iS5, com bomba de purga, comprimento de onda entre 400 cm<sup>-1</sup> e 4000 cm<sup>-1</sup>, em módulo de absorbância<sup>[12]</sup>.

A espectroscopia na região do infravermelho oferece uma avaliação qualitativa dos produtos formados, proporcionando informações detalhadas sobre a estrutura molecular por meio de espectros vibracionais. Esses espectros são gerados pela absorção de energia durante os processos de estiramento (deformação axial) e flexão (deformação angular) das ligações entre átomos de diferentes grupos funcionais. Este método foi empregado para verificar a conclusão da reação de cura/síntese do poliuretano, bem como para identificar a presença de grupos isocianato livres (NCO) após a reação.

#### 2.4.2 *Análise térmica*

A técnica de análise termogravimétrica (TGA) utilizada para avaliar a estabilidade e a decomposição térmica da cobertura polimérica obtida em função da perda de massa. O analisador térmico (TGA-51H, Shimadzu, Japão) foi padronizado com razão de aquecimento de 10 °C/min, em atmosfera de nitrogênio, até temperatura de 600 °C e massa da amostra de aproximadamente 7 mg <sup>[16]</sup>.

### **2.5 Caracterização dos grupos experimentais (DT com PU de mamona, DT com SLA e DT polido)**

#### 2.5.1 *Microscopia eletrônica de varredura (MEV)*

Para analisar as características da superfície dos DT, incluindo suas rugosidades e interconectividade, três amostras (DT polido, DT com SLA e DT com PU de mamona) foram revestidas previamente com ouro, posicionadas em *stubs* de alumínio e visualizadas em MEV (Quanta 250 FEG, FEI, EUA). O microscópio operado com voltagem de aceleração de 10 kV, no modo SE. O software de análise de imagem *ImageJ* foi utilizado para avaliar o tamanho das rugosidades nas imagens obtidas.

#### 2.5.2 *Ângulo de contato*

Os ângulos de contato (CA) dos DT foram medidos usando uma câmera com dispositivo de carga acoplada (CCD) para capturar imagens e, em seguida, foram calculados com o software CAM2008 (KSV Instruments®). Primeiro, uma camada de micropartículas foi pulverizada diretamente sobre os DT e, em seguida, foram colocadas gotas de 16 µL de água ultrapura (com resistividade superior a 18,2 MΩ×cm). Cada gota foi registrada 20 vezes e a média do ângulo foi calculada. Os valores de CA foram obtidos usando o ajuste matemático do modelo de Young/Laplace <sup>[19]</sup>.

Para avaliar a molhabilidade da superfície do filme, foi utilizado o método da gota sésil. Isso envolveu a deposição cuidadosa de uma gota de 16  $\mu\text{L}$  de água ultrapura nas superfícies dos DT, seguida pela análise da imagem resultante usando o software CAM 2008 da KSV Instruments. Cada amostra teve vinte medições e o ângulo médio de contato foi relatado.

### 2.5.3 Microscopia de força atômica (AFM)

A análise morfológica dos discos foi realizada por Microscopia de Força Atômica, em equipamento TT-AFM (AFM Workshop, EUA), em modo contato intermitente (*vibrating*), com resolução de 512 x 512 pixels, usando sondas de silício TAP300-G (Ted Pella, EUA), com frequência de ressonância de aproximadamente 239 kHz. As imagens foram examinadas utilizando o programa Gwyddion 2.60, a partir das quais os valores de rugosidade (rugosidade média, rugosidade quadrática média, *skewness*, *kurtosis*, altura máxima) foram extraídos. Imagens representativas de amplitude, de topografia em 3D e de fase (5.0 x 5.0  $\mu\text{m}$ ) foram apresentadas nos resultados. As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do program GraphPad Prism<sup>®</sup> 8.0.1, utilizando ANOVA de duas vias com pós teste de Dunnett. Um  $p < 0,05$  foi estabelecido para as diferenças estatisticamente significativas. Os resultados foram expressos como média  $\pm$  erro padrão da média (EPM).

### 2.5.4 Análise espectroscópica de fotoelétrons de raios X (XPS)

A análise química da superfície das amostras de DT com PU de mamona, DT polido e DT com SLA, foi realizada por espectroscopia de fotoelétrons de raios X (XPS) utilizando um espectrômetro XPS convencional (ScientaOmicron ESCA+) com analisador hemisférico de alto desempenho (EAC2000) com 128 canais e com radiação Al  $K\alpha$  monocromático ( $h\nu = 1486,6$  eV) como fonte de excitação. A pressão operacional na câmara de ultra-alto vácuo (UHV) durante a análise foi de  $10^{-9}$  Pa. Os espectros de alta resolução XPS foram registrados com energia de passagem constante de 30 eV com 0,05 eV por etapa. Um canhão de elétrons (CN10) foi usado como neutralizador de cargas.

## 2.6 Testes de cultivo celular *in vitro*

### 2.6.1 Cultivo celular

Células da linhagem L-929 dos fibroblastos foram obtidas do banco de células do Núcleo Integrado de Morfologia e Pesquisas com Células-tronco (NUPCelt/UFPI). As células foram isoladas de camundongos clinicamente saudáveis, caracterizadas por Capella *et al.*

(2019) <sup>[20]</sup>, cultivadas em 500 µl de D-MEM F-12 suplementado com 15% de soro fetal bovino (FBS) durante 24 horas.

### 2.6.2 *Análise de citotoxicidade*

As células L-929 foram Semeadas a  $2 \times 10^5$  células por poço numa placa de 24 poços e utilizadas neste experimento no ensaio de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazólio (MTT) que avalia a viabilidade celular com base na função mitocondrial através da redução do brometo de MTT a um sal de formazan insolúvel colorido. Os DT com PU de mamona foram submersos nos poços das placas de cultura e incubados por 24, 48 e 72 horas, em triplicata. Depois disso, as amostras e o meio de cultura foram removidos e o ensaio MTT foi realizado. Um controle positivo (células L-929 em meio de cultura usual) e um branco foram incluídos para validar o protocolo de viabilidade. Em seguida, uma solução de MTT (5 mg/mL) foi adicionada às células para atingir uma concentração final de 0,5 mg/mL em DMEM e depois incubada por 4 h. O meio foi removido e substituído por 100 µL de dimetilsulfóxido (DMSO) para dissolver os cristais de formazan. A absorvância dos corantes foi registrada a 570 nm num leitor de microplacas (Biotek Elx 800, Winooski, VT, EUA). O número de células viáveis após 24, 48 e 72h foi expresso como DO (densidade óptica) de formazan ou corante vermelho neutro obtido do crescimento celular em contato com o grupo controle.

### 2.6.3 *Análise estatística*

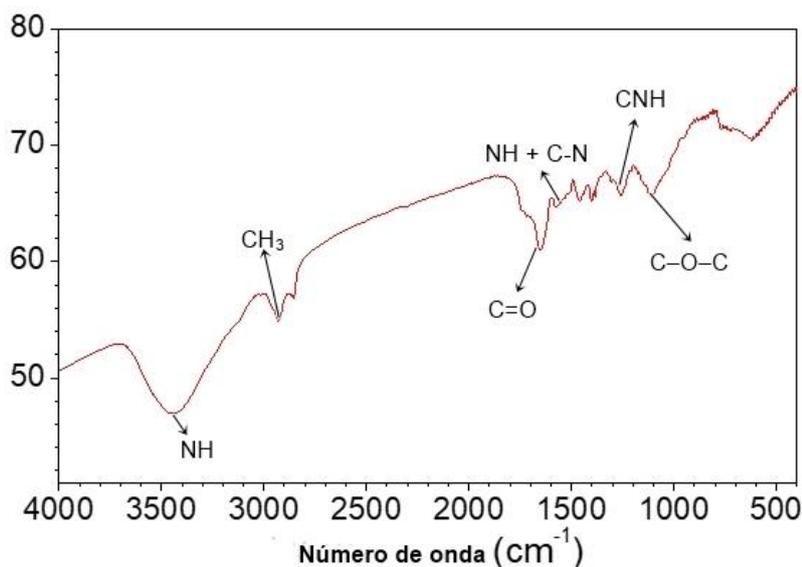
As análises estatísticas foram realizadas por ANOVA bidirecional com software GraphPadPrism 8® para computação estatística. Comparações post-hoc foram realizadas usando o teste post-hoc de Šidák. Os valores são expressos como média ± erro padrão (E.P.) e foram considerados significativamente diferentes quando  $p \leq 0,05$ . Todos os dados analisados e apresentados utilizando Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versão 20.

## 3. **Resultados e Discussão**

Os PU vêm sendo utilizados como biomateriais para tratamento de defeitos ósseos, devido a sua biocompatibilidade <sup>[14,21,22]</sup>. Sendo o titânio, bastante utilizado na área biomédica e odontológica na reabilitação oral com implantes dentários devido a sua biocompatibilidade e a não biodegradabilidade existentes em suas propriedades <sup>[14,21]</sup>. No entanto, o custo para produção de implantes dentários de titânio com tratamentos de superfície costuma ser mais elevado e, neste estudo, buscamos sintetizar o poliuretano através de uma reação simples, utilizando poliálcool derivado do óleo de mamona (*Ricinus communis*). A versatilidade da síntese de poliuretano é

atribuída à alta reatividade do grupo isocianato com hidroxilas de compostos, como o óleo de mamona, empregado na produção do monoacilglicerídeo [12,14,15,16]. Contribuindo para conservação de recursos naturais e redução do impacto ambiental, oferecendo alternativa mais sustentável na produção de poliuretanos [17].

A análise do FTIR foi empregada para confirmar a eficiência do processo de síntese através da identificação de grupos funcionais característicos de PU de mamona e pela ausência de picos característicos dos monômeros utilizados na síntese. A Figura 1 apresenta os espectros infravermelhos do PU sintetizado, no qual são observados os padrões de absorção de energia infravermelha associados aos grupos químicos presente na amostra. Essa análise permite verificar se a reação de polimerização ocorreu conforme o esperado e se os produtos formados são consistentes com a estrutura desejada do poliuretano [13,14].



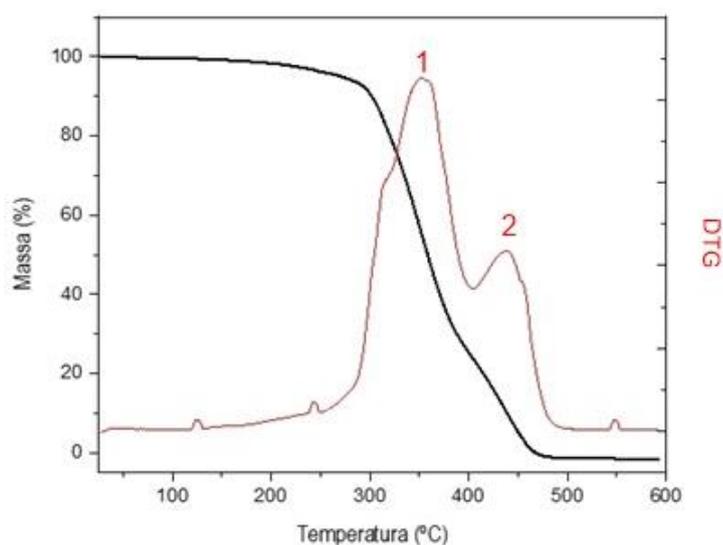
**Figura 1:** Espectro FTIR do PU de mamona sintetizado. 1- alongamento NH; 2- grupos metila ( $\text{CH}_3$ ); 3- carbonilas ( $\text{C}=\text{O}$ ); 4- ligações NH + estiramento de C-N; 5- presença de CNH; 6- ligação C–O–C.

Com base nos resultados do teste FTIR (Figura 1), o polímero apresenta uma banda de absorção em  $3315\text{ cm}^{-1}$  (1), que está associada à vibração de alongamento NH de uretano ( $\text{CH}_3\text{OC}(\text{O})\text{NH}_2$ ), corroborando a presença de grupos uretanos. Os picos em  $2941$  e  $2864\text{ cm}^{-1}$  (2) foram identificados como vibrações assimétricas e simétricas dos grupos metila ( $\text{CH}_3$ ), respectivamente. O estiramento das carbonilas ( $\text{C}=\text{O}$ ) nas ligações de uretano é evidenciado em  $1681\text{ cm}^{-1}$ (3). O pico de absorção em  $1541\text{ cm}^{-1}$ (4) corresponde à amida II (ligações NH +

estiramento de C-N), enquanto em  $1261\text{ cm}^{-1}$  (5) observa-se a presença de CNH e em  $1128\text{ cm}^{-1}$  (6) refere-se à ligação C–O–C [12,13,14,15]. O FTIR não revelou a presença de HDI residual, uma vez que não foi observada absorção em  $2274\text{ cm}^{-1}$ , que corresponde aos isocianatos. Essa ausência de absorção indica que o HDI foi totalmente consumido durante a polimerização, validando seu uso como estrutura não citotóxica [14].

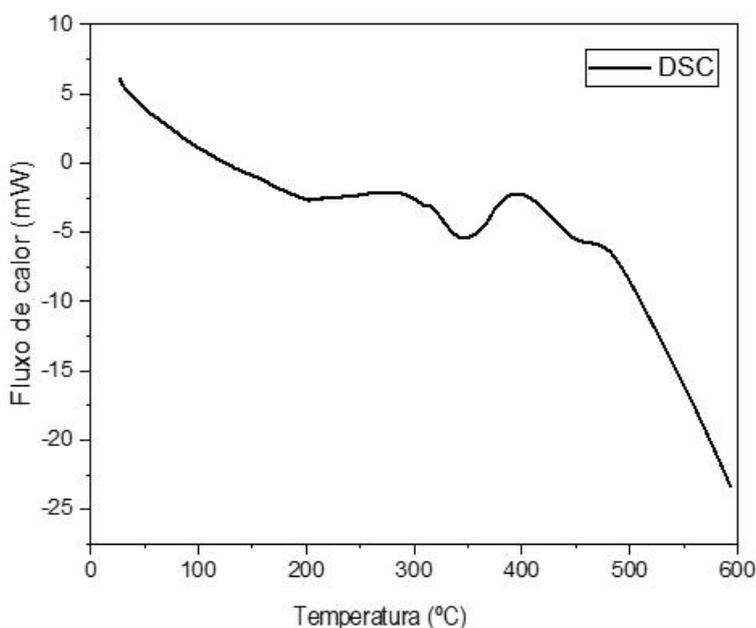
### 3.1 Análises térmicas

As Figuras 2 (TG e DTG) e 3 (DSC) exemplificam respectivamente a variação da massa do poliuretano nas mesmas condições experimentais e o fluxo de energia térmica em relação à temperatura. É crucial analisar os dados simultaneamente: a DSC identifica eventos ligados ou não à perda de massa, enquanto TG e DTG destacam mudanças térmicas relacionadas à massa do material e sua decomposição de acordo com o aumento da temperatura. Mudanças de estado físico podem ser inferidas pela curva DSC, desde que não haja perda de massa na mesma faixa de temperatura da TG [12, 16].



**Figura 2:** Análise da TG e DTG do PU de mamona. 1-  $353^{\circ}\text{C}$ ; 2-  $448^{\circ}\text{C}$ . Estágios de decomposição.

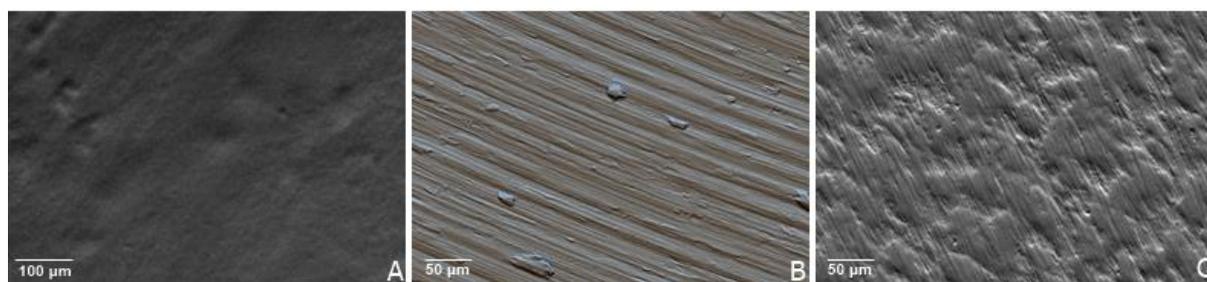
A curva de termogravimetria diferencial (DTG) revelou dois estágios distintos de decomposição ocorrendo em 353 (1) e 448 °C (2), respectivamente. Além disso, foi observado um quarto evento endotérmico com temperatura inferior a 100 °C, correspondente à perda de solvente ou água. Por volta de 200 °C, observamos a transição vítrea do polímero, notada pelo deslocamento da linha de base na DSC, sem perda significativa de massa na TG. A predominância da fase amorfa no biomaterial é indicada por essa transição vítrea, sem picos de fusão ou recristalização típicos. Outros picos de energia na DSC coincidem com eventos de perda de massa na TG, como picos endotérmicos em torno de 240 e 250 °C, e picos exotérmicos em diferentes faixas de temperatura, todos seguidos por perda de massa. Os poliuretanos normalmente se decompõem em dois ou três eventos devido a diferenças estruturais [12,14,15,16,21]. O biomaterial permaneceu termicamente estável até 200 °C, após o qual foram observados dois picos de decomposição térmica e redução da massa inicial da amostra, um entre 300 a 350 °C e outro por volta de 450 °C. O processo de degradação ocorreu em várias etapas distintas. Entre 10 e 280 °C, a perda inicial de cerca de 6% da massa resultou da degradação física de grupos menores e evaporação de moléculas voláteis, observado também na curva DTG (Figura 2). A perda subsequente de 65% da massa entre 280 e 400 °C envolveu a decomposição de ácidos graxos e a dissociação do poliuretano, seguida pela formação de componentes de transição. A perda restante de massa ocorreu em etapas subsequentes, caracterizadas pela degradação do polioliol, decomposição de grupos funcionais do poliuretano e termólise de resíduos orgânicos, entre outras reações [12,14,15,16,21].



**Figura 3:** DSC do PU de mamona sintetizado

### 3.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A MEV forneceu dados sobre a microestrutura do DT com PU de mamona, DT com SLA e DT polido, abrangendo a topografia da superfície do material. Com base na imagem de alta ampliação, a topografia da superfície da amostra de controle indicou uma estrutura lisa com ranhuras demonstradas no DT polido (Figura. 4C). A amostra DT com SLA com rugosidades e grânulos em nanoescala, confirmando seu jateamento na superfície (Figura. 4B). A micrografia do DT com PU de mamona mostra porosidade definidas e sulcos esparsos, corroborando com as características encontradas em outros estudos Figura 4A [12,13,16].



**Figura 4:** Micrografia: A: DT com PU de mamona; B: DT com SLA; C: DT polido.

A estrutura porosa superficial do polímero de óleo de mamona pode facilitar a migração e a deposição óssea, agindo como uma estrutura passiva que permite a neoformação progressiva por osteocondução. O polímero fornece um suporte tridimensional para as células ósseas migrarem e se depositarem, promovendo assim a formação de novo tecido ósseo ao longo do tempo. Essa característica é especialmente importante em aplicações biomédicas, onde a integração eficaz entre o material implantado e o tecido circundante é crucial para o sucesso do implante e do processo de cicatrização [13,16,18].

### 3.3 Teste de ângulo de contato

Para avaliar a natureza hidrofílica das amostras (DT com PU de mamona, DT com SLA e DT polido), foi determinado o ângulo de contato da água em suas superfícies. (Figura 5)



**Figura 5:** Ângulo de contato: a) DT com PU de mamona; b) DT com SLA; c) DT polido

De acordo com a análise da média dos valores encontrados em cada amostra, conforme apresentado na Tabela 1, pode-se observar que não há diferenças significativas nos valores do ângulo de contato para os DT com SLA e polido. No entanto, para os DT com PU de mamona, observam-se diferenças significativas, uma vez que os valores do ângulo diminuem, indicando um aumento do caráter hidrofílico. Os valores encontrados para os DT com PU de mamona estão próximos a 90 graus, sugerindo que o material tende a ser hidrofílico, enquanto as outras duas amostras exibem um caráter hidrofóbico.

**Tabela 1:** Resultado da média dos ângulos de contato

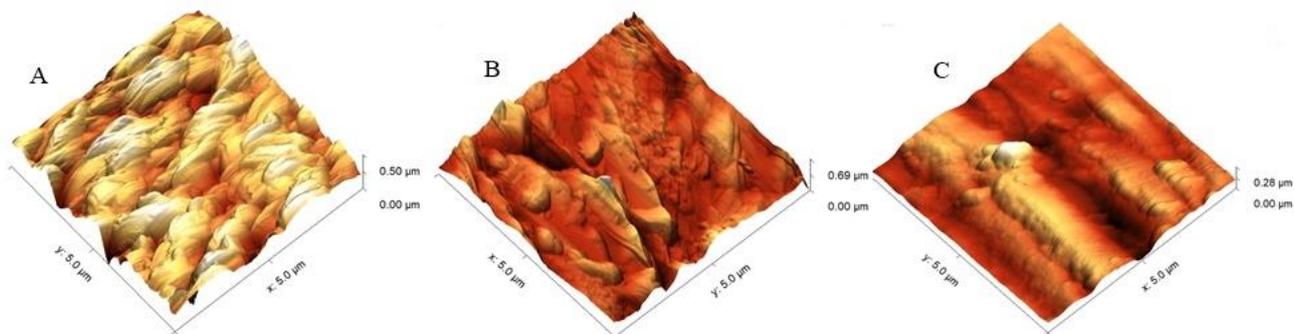
Material	Graus (°)
DT com PU de mamona	83,5°
DT com SLA	117,94°
DT polido	123,89°

**Fonte:** Autoria própria, 2024.

Da mesma forma, Ma et al. (2019)<sup>[8]</sup> avaliaram o ângulo de contato de DT revestidos com 3,4-dihidroxi-L-fenilalanina e encontraram valores acima de 60 graus. Confirmando que com alterações físico-químicas, como rugosidade e o grau de hidrofiliicidade da superfície utilizada, existe associação positiva com a adesão e proliferação celular <sup>[9]</sup>.

### 3.4 Microscopia de força atômica (AFM)

A microscopia de força atômica (AFM) emergiu como uma técnica indispensável para medir as propriedades mecânicas de biomateriais e células com alta resolução espacial e sensibilidade à força em ambientes e escalas de tempo fisiologicamente relevantes na faixa de módulo elástico de kPa a GPa. A presença de propriedades direcionais é comumente referida como anisotropia espacial ou anisotropia de rugosidade da superfície; o oposto de texturas isotrópicas de superfícies sem uma direção realmente dominante, como algumas jateadas ou gravadas. Estratégias de modificação da topografia superficial através da criação de micropadrões têm atraído a atenção em relação à osseointegração de implantes, a fim de imitar o ambiente biológico circundante, bem como reduzir a inflamação/infecção que pode ocorrer, como observado na figura 6 [25,26].



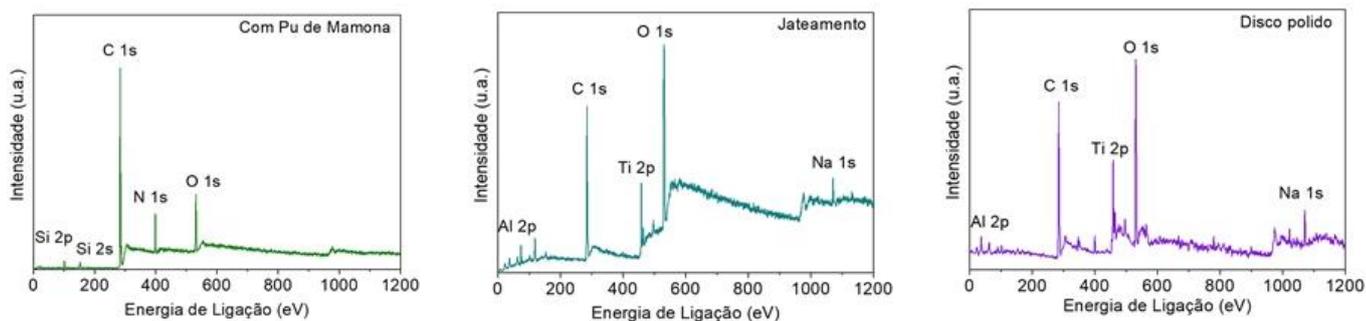
**Figura 6:** Topografias analisadas por AFM. A: DT com mamona; B: DT com SLA; C: DT polido.

As topografias representativas de  $5.0 \times 5.0 \mu\text{m}$  demonstram que o DT com PU de mamona possui mais rugosidades quando comparado aos DT polido e também ao DT com SLA. Além da impressão visual, observa-se a presença de uma camada única, ou uma direção principal de anisotropia, de acordo com estudo de Gambardella et al. (2021) [25].

### 3.5 Espectroscopia de fotoelétrons de raio-x (XPS)

O XPS, ou Espectroscopia de Fotoelétrons na região de Raios-X, é uma técnica analítica frequentemente utilizada para investigar a composição superficial de materiais. Essa técnica permite diferenciar entre componentes presentes na superfície, como diferentes espécies de átomos de carbono, por exemplo. Com base nessas informações, o XPS pode determinar se certos elementos estão concentrados ou escassos na superfície do material analisado [27,28,29].

Para avaliar a composição das superfícies dos DT, foram realizadas medições XPS. Os espectros de pesquisa para as superfícies de PU de mamona, SLA e titânio polido, são observados na figura 7. Sinais de C 1s e O 1s aparecem para todos os DT analisados. Com uma composição semelhante do DT com SLA e DT polido [27]. Três elementos constituintes principais estão presentes na superfície do poliuretano: carbono C 1s a 285 eV, nitrogênio N 1s a 399 eV e oxigênio O 1s a 533 eV [27,28,31].



**Figura 7:** A Figura 7 apresenta os espectros totais do compósito de PU de mamona.

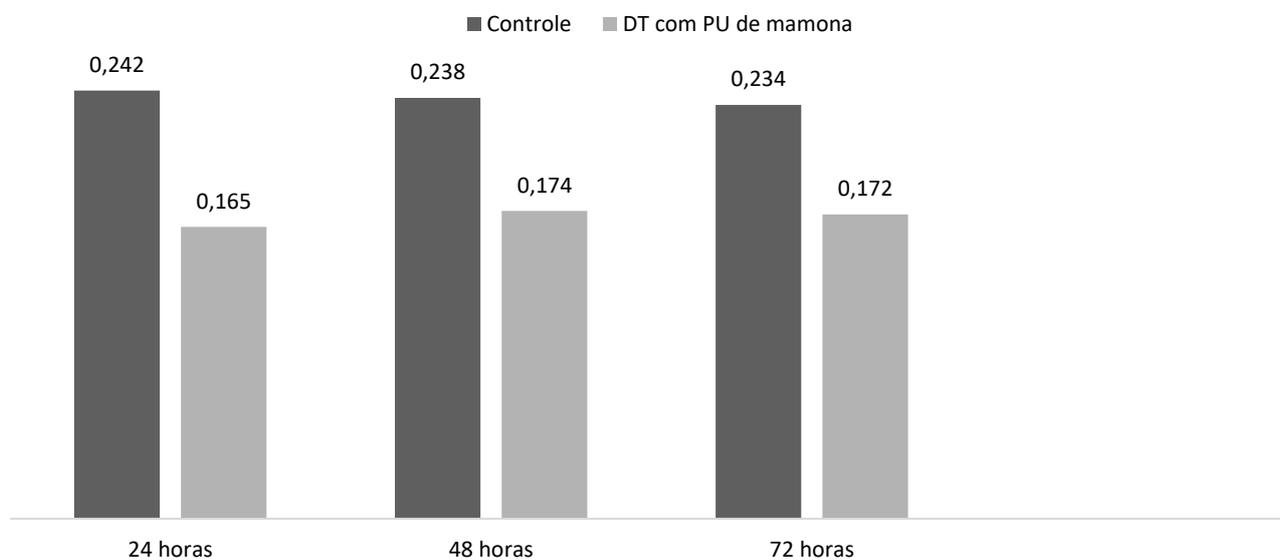
Observa-se que a intensidade relativa de C1s/N1s/O1s aumenta significativamente com a presença do PU estudado à superfície do DT. O revestimento com PU de mamona teve um impacto apenas na superfície do titânio, sem afetar sua estrutura interna. As propriedades do titânio permaneceram intactas, enquanto a superfície foi funcionalizada com grupos funcionais do PU de mamona. Essa modificação superficial resulta em mudanças significativas na molhabilidade do material e, conseqüentemente, nas interações biológicas na interface entre o polímero e as células. Indicando a adsorção bem-sucedida do PU de mamona na superfície, não havendo detecção de componentes de Ti na análise de XPS apenas nos DT com SLA e polido, o que confirma a adesão completa [29,30,31,32].

### 3.6 Testes de cultivo celular *in vitro*

#### 3.6.1 Análise de citotoxicidade

As passagens de cultivo celular envolvem a divisão das células cultivadas para promover sua proliferação contínua e evitar a superconfluência. As enzimas mitocondriais, as desidrogenases convertem o MTT em cristais de formazan, que se acumulam no citoplasma e alteram a cor do meio [20]. O DMSO é usado para solubilizar esses cristais, permitindo a avaliação da viabilidade celular e da atividade metabólica por meio da quantificação da formazan produzido [33,34]. A tabela 2 expressa os resultados obtidos no teste. A relação entre a absorbância medida e a viabilidade celular é direta [20,35,36]. Assim, ao medir a absorbância no teste MTT (Figura 8), é possível avaliar indiretamente a quantidade de células vivas e

metabolicamente ativas, oferecendo uma ideia sobre a citotoxicidade ou o efeito de diferentes substâncias ou condições nas células testadas [12,13,20].



**Figura 8-** Resultado do teste MTT - absorvância após análise espectrofotométrica

De acordo com Uscátegui *et al.* (2019) [13] os polímeros de mamona que apresentam viabilidade celular maior que 70%, corroborando com os achados no teste com os DT com PU de mamona, confirmando que o material possui a capacidade de interagir com os tecidos humanos de forma adequada, sem desencadear reações indesejáveis [12,13,34,36].

Resultados semelhantes foram observados por Uscátegui *et al.* (2019) [13] que analisaram os efeitos imunomoduladores de materiais de PU à base de óleo de mamona onde também apresentou baixa toxicidade ao teste MTT, além de bons resultados em testes mecânicos e degradabilidade. Um scaffold à base de óleo de mamona foi produzido por Pacheco *et al.* (2023) [12] que também apresentou resultados favoráveis à atividade celular e boas propriedades de produção óssea [12,34,35].

Essa característica é crucial não apenas para o uso do poliuretano de mamona como tratamento de superfície para o crescimento celular, mas também para seu potencial na engenharia de tecidos [35].

#### 4. Conclusão

A análise por espectroscopia de infravermelho confirmou a eficiência do processo de síntese, enquanto a análise térmica revelou a estabilidade do polímero em diferentes faixas de temperatura. O MEV e AFM confirmaram a presença de rugosidades e porosidades na

superfície dos discos revestidos com poliuretano, proporcionando um ambiente propício para a migração e deposição de células ósseas. Além disso, o revestimento aumentou a hidrofiliabilidade da superfície, o que é essencial para promover interações favoráveis com as células. A espectroscopia de fotoelétrons de raios X (XPS) revelou a presença de grupos funcionais do poliuretano na superfície do titânio, indicando uma adesão bem-sucedida do revestimento. Por fim, os testes de cultivo celular *in vitro* demonstraram baixa citotoxicidade do material, com uma viabilidade celular superior a 70%, sugerindo sua capacidade de interagir adequadamente com os tecidos humanos.

Esses resultados sugerem que o revestimento de poliuretano derivado do óleo de mamona pode ser uma estratégia promissora para melhorar a osseointegração de implantes de titânio, oferecendo uma alternativa sustentável e eficaz para a preparação de dispositivos biomédicos na área da implantodontia.

## 5. Agradecimentos

Os autores agradecem a empresa Titaniumfix e à Universidade Federal do Piauí pelo suporte para desenvolvimento do estudo, ao LIMAV, FisMat e NUPCelt por auxílio durante a execução.

## 6. Referências

1. Hao, C. P., Cao, N. J., Zhu, Y. H., & Wang, W. (2021). The osseointegration and stability of dental implants with different surface treatments in animal models: a network meta-analysis. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93307-4>
2. Mendonça, G., Mendonça, D. B. S., Aragão, F. J. L., & Cooper, L. F. (2008). Advancing dental implant surface technology - From micron- to nanotopography. In *Biomaterials* (Vol. 29, Issue 28, pp. 3822–3835). Elsevier BV. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.05.012>
3. Barfeie, A., Wilson, J., & Rees, J. (2015). Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. In *British Dental Journal* (Vol. 218, Issue 5). Nature Publishing Group. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.171>
4. Annunziata, M., & Guida, L. (2015). The Effect of Titanium Surface Modifications on Dental Implant Osseointegration. *Frontiers of Oral Biology*, 17, 62–77. <https://doi.org/10.1159/000381694>

5. López-valverde, N., Flores-fraile, J., Ramírez, J. M., de Sousa, B. M., Herrero-hernández, S., & López-valverde, A. (2020). Bioactive surfaces vs. Conventional surfaces in titanium dental implants: A comparative systematic review. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 9, Issue 7, pp. 1–28). MDPI. <https://doi.org/10.3390/jcm9072047>
6. Ma, T., Ge, X. Y., Hao, K. Y., Jiang, X., Zheng, Y., Lin, Y., & Zhang, Y. (2019). Titanium discs coated with 3,4-dihydroxy-l-phenylalanine promote osteogenic differentiation of human bone mesenchymal stem cells: In vitro. *RSC Advances*, 9(16), 9117–9125. <https://doi.org/10.1039/c8ra09952a>
7. Chopra, M., Vermani, M., Swarup, N., Pal, A., & Chowdhary D A Assistant, Z. (2020). Surface Treatment and Implant Bone Interface: A Systematic Literature Review. [www.begellhouse.com](http://www.begellhouse.com)
8. Rupp, F., Gittens, R. A., Scheideler, L., Marmur, A., Boyan, B. D., Schwartz, Z., & Geis-Gerstorfer, J. (2014). A review on the wettability of dental implant surfaces I: Theoretical and experimental aspects. In *Acta Biomaterialia* (Vol. 10, Issue 7, pp. 2894–2906). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.02.040>
9. Rupp, F., Liang, L., Geis-Gerstorfer, J., Scheideler, L., & Hüttig, F. (2018). Surface characteristics of dental implants: A review. In *Dental Materials* (Vol. 34, Issue 1, pp. 40–57). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.007>
10. Calvo-Guirado, J. L., Satorres-Nieto, M., Aguilar-Salvatierra, A., Delgado-Ruiz, R. A., Maté-Sánchez de Val, J. E., Gargallo-Albiol, J., Gómez-Moreno, G., & Romanos, G. E. (2015). Influence of surface treatment on osseointegration of dental implants: histological, histomorphometric and radiological analysis in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 19(2), 509–517. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1241-2>
11. Jemat, A., Ghazali, M. J., Razali, M., & Otsuka, Y. (2015). Surface modifications and their effects on titanium dental implants. In *BioMed Research International* (Vol. 2015). Hindawi Publishing Corporation. <https://doi.org/10.1155/2015/791725>
12. Pacheco, I. K. C., Reis, F. D. S., Carvalho, C. E. S. de, de Matos, J. M. E., Argôlo Neto, N. M., Baeta, S. D. A. F., Silva, K. R. da, Dantas, H. V., Sousa, F. B. de, & Fialho, A. C. V. (2021). Development of castor polyurethane scaffold (*Ricinus communis* L.) and its effect with stem cells for bone repair in an osteoporosis model. *Biomedical Materials* (Bristol), 16(6). <https://doi.org/10.1088/1748-605X/ac1f9e>
13. Uscátegui, Y. L., Díaz, L. E., Gómez-Tejedor, J. A., Vallés-Lluch, A., Vilariño-Feltrer, G., Serrano, M. A., & Valero, M. F. (2019). Candidate polyurethanes based on castor oil (*ricinus communis*), with polycaprolactone diol and chitosan additions, for use in biomedical applications. *Molecules*, 24(2). <https://doi.org/10.3390/molecules24020237>
14. Aguilar-Pérez, F. J., Vargas-Coronado, R. F., Cervantes-Uc, J. M., Cauich-Rodríguez, J. V., Rosales-Ibañez, R., Rodríguez-Ortiz, J. A., & Torres-Hernández, Y. (2019). Titanium - castor oil based polyurethane composite foams for bone tissue engineering.

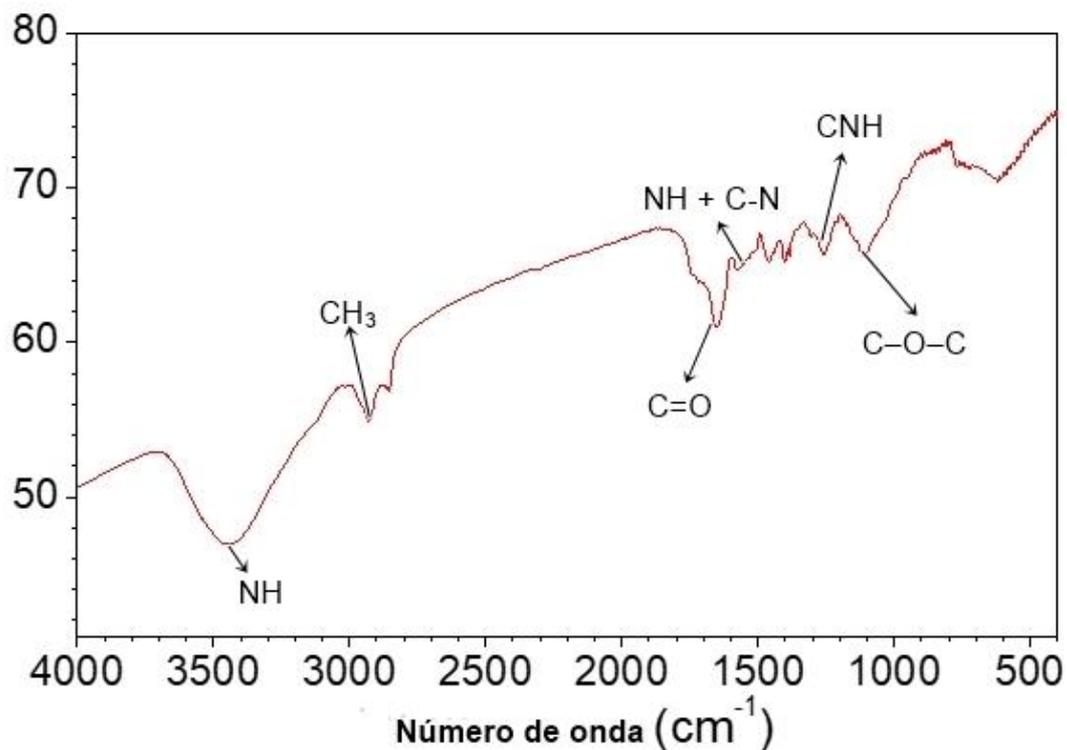
Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition, 30(15), 1415–1432.  
<https://doi.org/10.1080/09205063.2019.1636352>

15. de Moraes, J. P. P., Pacheco, I. K. C., Filho, A. L. M. M., Ferreira, D. C. L., Viana, F. J. C., da Silva Reis, F., de Matos, J. M. E., dos Santos Rizzo, M., & Fialho, A. C. V. (2021). Polyurethane derived from castor oil monoacylglyceride (*Ricinus communis*) for bone defects reconstruction: characterization and in vivo testing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 32(4). <https://doi.org/10.1007/s10856-021-06511-z>
16. de Moura Neto, F. N., Fialho, A. C. V., de Moura, W. L., Rosa, A. G. F., de Matos, J. M. E., da Silva Reis, F., de Albuquerque Mendes, M. T., & Sales, E. S. D. (2019). Castor polyurethane used as osteosynthesis plates: Microstructural and thermal analysis. *Polimeros*, 29(2). <https://doi.org/10.1590/0104-1428.02418>
17. Rusu, L. C., Ardelean, L. C., Jitariu, A. A., Miu, C. A., & Streian, C. G. (2020). An insight into the structural diversity and clinical applicability of polyurethanes in biomedicine. In *Polymers* (Vol. 12, Issue 5). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/POLYM12051197>
18. Teixeira, J. F. L., de Souza, J. A. C., Magalhães, F. A. C., de Oliveira, G. J. P. L., de Santis, J. B., de Souza Costa, C. A., & de Souza, P. P. C. (2023). Laser-Modified Ti Surface Improves Paracrine Osteogenesis by Modulating the Expression of DKK1 in Osteoblasts. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(4). <https://doi.org/10.3390/jfb14040224>
19. Cerqueira, N. da C., Balica, N. M. P., Borges, W. F. A., de Sousa, G. M. R., Pupim, D., Radi, P. A., do Nascimento, R. M., Silva, A. R., da Silva, L. F. M., Costa, T. H. de C., E Silva, H. de S., Nunes, L. C. C., de Sousa, R. R. M., & Santos, R. L. P. (2023). Comparative assessment of TiN thin films created by plasma deposition technique on the surface features of NiCr alloys for dental applications. *Revista Materia*, 28(1). <https://doi.org/10.1590/1517-7076-RMAT-2022-0257>
20. Capella, V., Rivero, R. E., Liaudat, A. C., Ibarra, L. E., Roma, D. A., Alustiza, F., Mañanas, F., Barbero, A., Bosch, P., Rivarola, C. R., Rodriguez, N., & Mañanas, F. (2019). Cytotoxicity and bioadhesive properties of poly-N-isopropylacrylamide hydrogel. *Heliyon*, 5, 1474. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2019>
21. Zhu, Q., Li, X., Fan, Z., Xu, Y., Niu, H., Li, C., Dang, Y., Huang, Z., Wang, Y., & Guan, J. (2018). Biomimetic polyurethane/TiO<sub>2</sub> nanocomposite scaffolds capable of promoting biomineralization and mesenchymal stem cell proliferation. *Materials Science and Engineering C*, 85, 79–87. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.12.008>
22. Chakraborty, I., & Chatterjee, K. (2020). Polymers and Composites Derived from Castor Oil as Sustainable Materials and Degradable Biomaterials: Current Status and Emerging Trends. In *Biomacromolecules* (Vol. 21, Issue 12, pp. 4639–4662). American Chemical Society. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.0c01291>

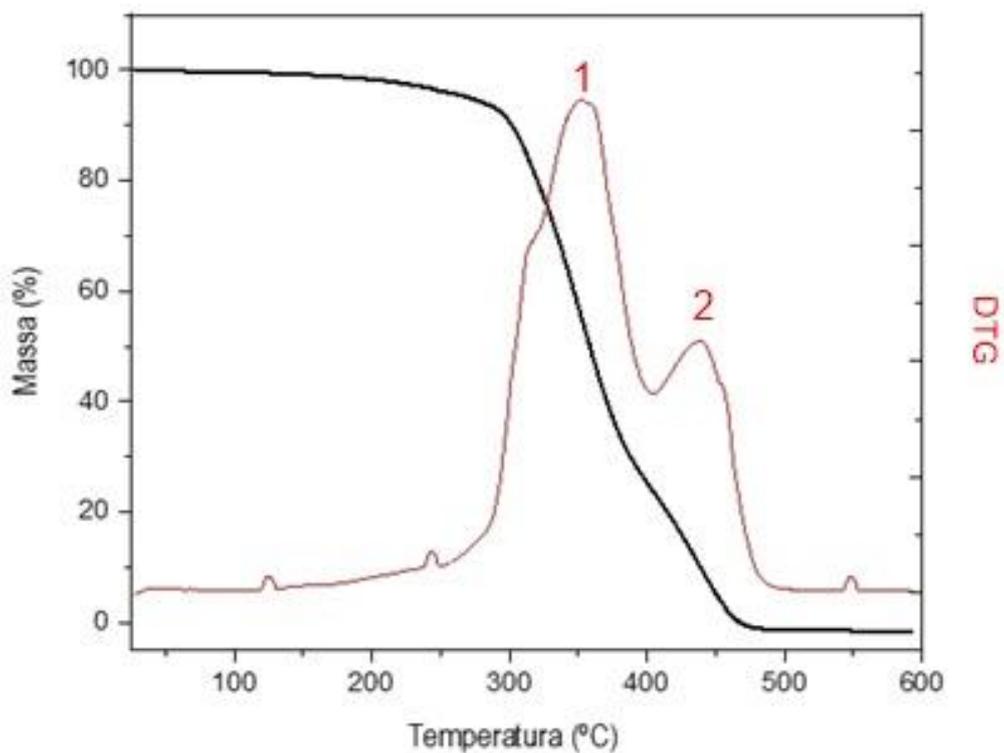
23. Alkhodary, M. A. (2023). Effect of controlled surface roughness and biomimetic coating on titanium implants adhesion to the bone: An experiment animal study. *Saudi Dental Journal*, 35(7), 819–826. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.07.010>
24. Chen, Y., Luo, Y., Guo, X., Chen, L., Xu, T., & Jia, D. (2019). Structure and flame-retardant actions of rigid polyurethane foams with expandable graphite. *Polymers*, 11(4). <https://doi.org/10.3390/polym11040686>
25. Gambardella, A., Marchiori, G., Maglio, M., Russo, A., Rossi, C., Visani, A., & Fini, M. (2021). Determination of the spatial anisotropy of the surface microstructures of different implant materials: An atomic force microscopy study. *Materials*, 14(17). <https://doi.org/10.3390/ma14174803>
26. Yong, Q., Chang, J., Liu, Q., Jiang, F., Wei, D., & Li, H. (2020). Matt polyurethane coating: Correlation of surface roughness on measurement length and gloss. *Polymers*, 12(2). <https://doi.org/10.3390/polym12020326>
27. Davidsen, M. B., Teixeira, J. F. L., Dehli, J., Karlsson, C., Kraft, D., Souza, P. P. C., & Foss, M. (2021). Post-treatments of polydopamine coatings influence cellular response. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 207. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111972>
28. Chytrosz-Wrobel, P., Golda-Cepa, M., Drozd, K., Rysz, J., Kubisiak, P., Kulig, W., Brzywczy-Wloch, M., Cwiklik, L., & Kotarba, A. (2023). In Vitro and In Silico Studies of Functionalized Polyurethane Surfaces toward Understanding Biologically Relevant Interactions. *ACS Biomaterials Science and Engineering*, 9(11), 6112–6122. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.3c01367>
29. Wang, H., Liu, Q., Li, H., Zhang, H., & Yan, S. (2023). Flame-Retardant and Smoke-Suppressant Flexible Polyurethane Foams Based on Phosphorus-Containing Polyester Diols and Expandable Graphite. *Polymers*, 15(5). <https://doi.org/10.3390/polym15051284>
30. Wang, J., Mei, Q., Lin, L., Sun, F., Li, J., Zou, Q., Zuo, Y., & Li, Y. (2019). A comparison of the characteristics of polyurethane-based sealers including various antimicrobial agents. *RSC Advances*, 9(13), 7043–7056. <https://doi.org/10.1039/C8RA09374A>
31. Leudjo Taka, A., Doyle, B. P., Carleschi, E., Youmbi Fonkui, T., Erasmus, R., Fosso-Kankeu, E., Pillay, K., & Mbianda, X. Y. (2020). Spectroscopic characterization and antimicrobial activity of nanoparticle doped cyclodextrin polyurethane bionanosponge. *Materials Science and Engineering C*, 115. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111092>
32. Guimarães, R. P., Xavier, L. G. de O., Maltos, K. L. de M., Sá, A. F., Domingues, R. Z., Carvalho, V. E. de, Elias, D. C., Discacciati, J. A. C., Pacheco, C. M. da F., & Moreira, A. N. (2020). Koh group influence on titanium surfaces and pure sol-gel silica for enhanced osteogenic activity. *Journal of Biomaterials Applications*, 35(3), 405–421. <https://doi.org/10.1177/0885328220934323>

33. Su, Q., Wei, D., Dai, W., Zhang, Y., & Xia, Z. (2019). Designing a castor oil-based polyurethane as bioadhesive. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 181, 740–748. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2019.06.032>
34. Lee, D. N., Gwon, K., Nam, Y., Lee, S. J., Tran, N. M., & Yoo, H. (2021). Polyurethane foam incorporated with nanosized copper-based metal-organic framework: Its antibacterial properties and biocompatibility. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(24). <https://doi.org/10.3390/ijms222413622>
35. Lee, J. H., Park, S. H., & Kim, S. H. (2020). Fabrication of bio-based polyurethane nanofibers incorporated with a triclosan/cyclodextrin complex for antibacterial applications. *RSC Advances*, 10(6), 3450–3458. <https://doi.org/10.1039/c9ra06992e>
36. Lee, J., Yoo, J. M., Amara, H. ben, Lee, Y. M., Lim, Y. J., Kim, H., & Koo, K. T. (2019). Bone healing dynamics associated with 3 implants with different surfaces: Histologic and histomorphometric analyses in dogs. *Journal of Periodontal and Implant Science*, 49(1), 25–38. <https://doi.org/10.5051/jpis.2019.49.1.25>

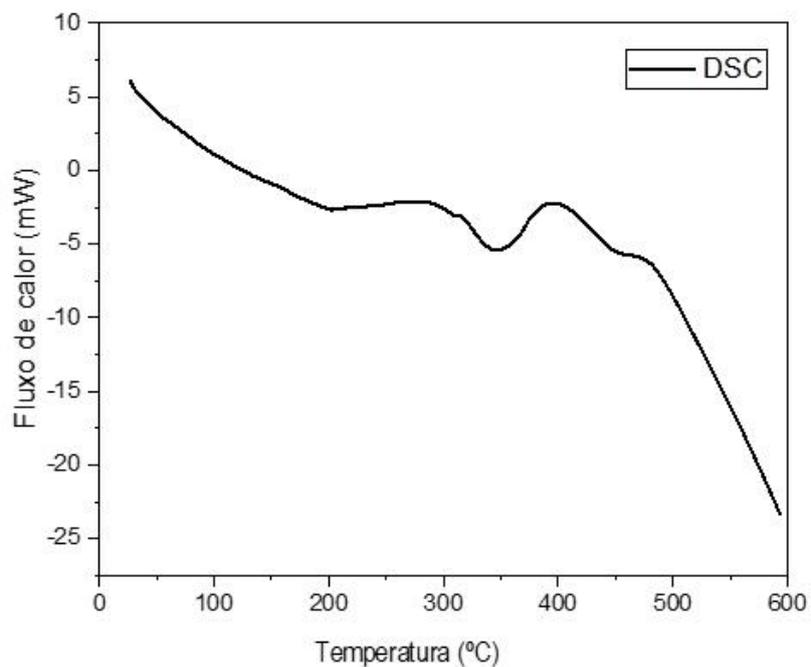
## FIGURAS



**Figura 1:** Espectro FTIR do PU de mamona sintetizado. 1- alongamento NH; 2- grupos metila ( $\text{CH}_3$ ); 3- carbonilas ( $\text{C}=\text{O}$ ); 4- ligações NH + estiramento de C-N; 5-



**Figura 2:** Análise da TG e DTG do PU de mamona



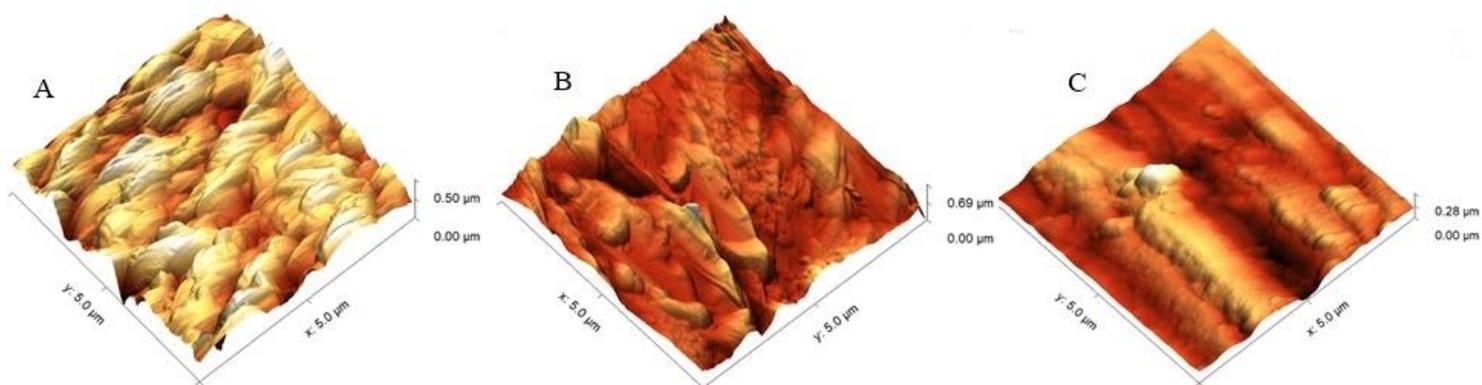
**Figura 3:** DSC do PU de mamona sintetizado



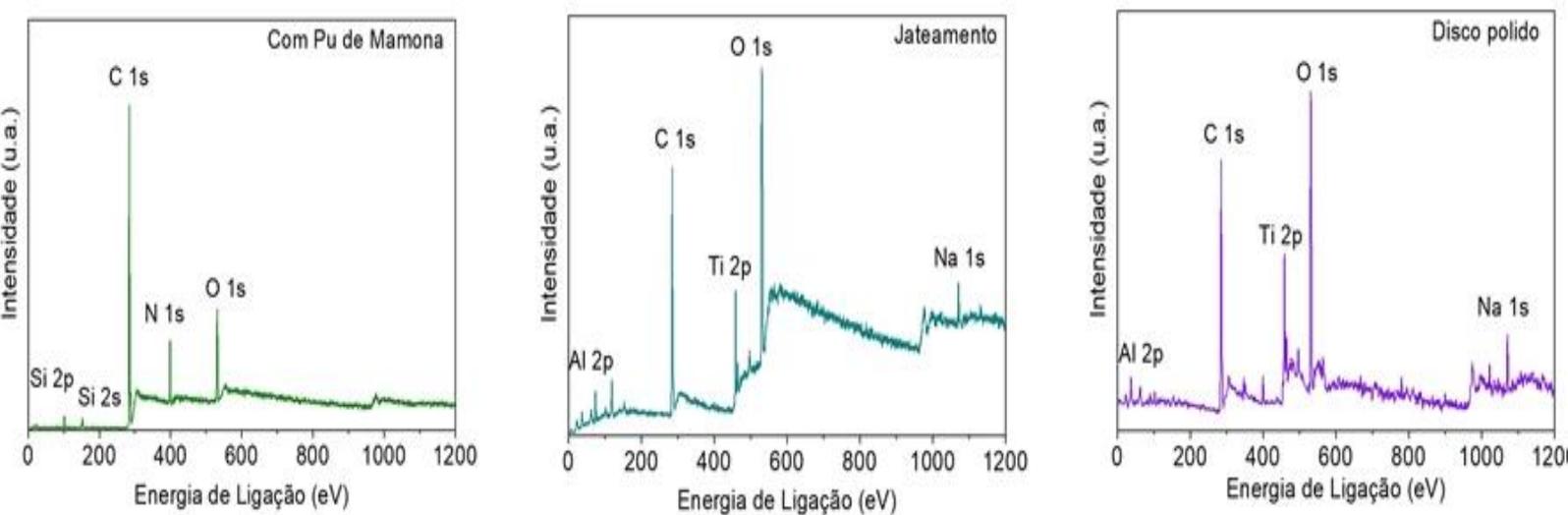
**Figura 4:** Microscopia eletrônica de varredura: A: DT com PU de mamona; B: DT com JAC; C: DT polido.



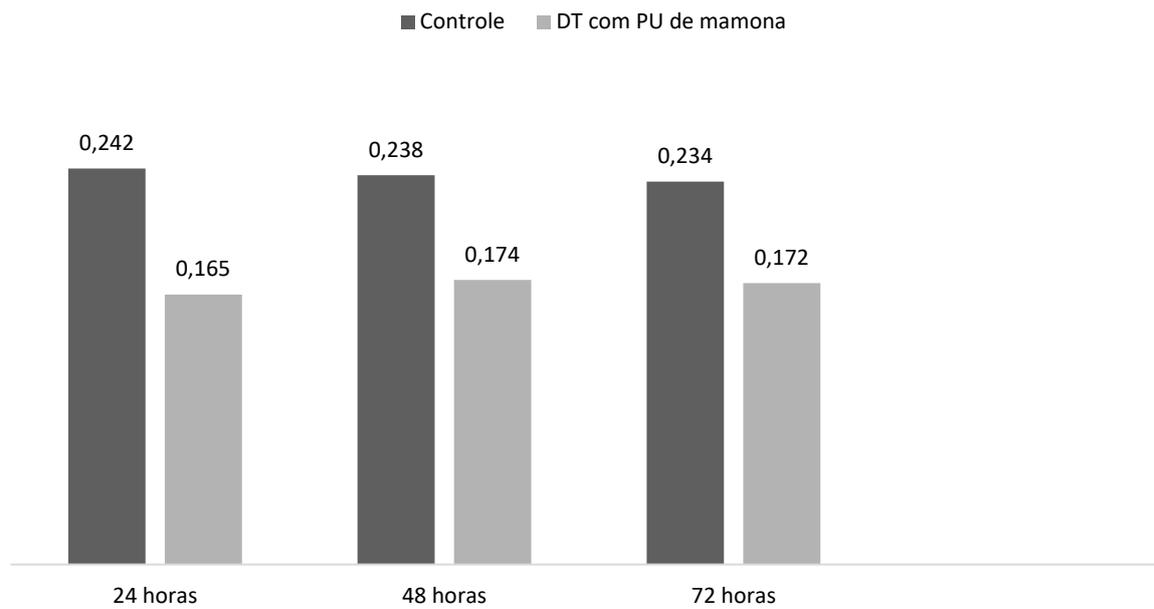
**Figura 5:** Ângulo de contato: a) DT com PU de mamona; b) DT com JAC; c) DT polido



**Figura 6:** Topografias analisadas por AFM. A: DT com mamona; B; DT com JAC; C: DT polido



**Figura 7:** Espectroscopia de fotoelétrons por raio-x



**Figura 8-** Resultado do teste MTT - absorbância após análise espectrofotométrica

### 3. PRODUÇÃO INTELECTUAL MARÇO 2022 – FEVEREIRO 2024

- **Projetos de Pesquisa**

**2022:** Produção de PU de mamona para revestimento de discos de titânio;

**2022:** Cobertura polimérica de mamona (*ricinus communis*) para revestimento de implantes: ensaio de biocompatibilidade (Pibit);

**2022:** Poliuretana híbrida obtida a partir da associação de óleo de mamona (*Ricinus communis*) e líquido da castanha do caju (LCC) para aplicações odontológicas (Pibit).

- **Apresentação de trabalho e palestra**

1. **COSTA**, J.F.; DA SILVA, M. C. B. R.; REZENDE, L. V. M.; NETO, E. G. M.; ROCHA, M. B. F.; FIALHO, A. C. V. Produção de poliuretana de mamona para utilização no tratamento de superfície em titânio, 2023.

2. DE SOUSA, S. B.; **COSTA**, J.F.; DA SILVA, M. C. B. R.; MATIAS, F. A. S.; FIALHO, A. C. V. Neoplasias malignas da região oral e maxilofacial de pacientes atendidos no Hospital Universitário da Universidade Federal do Piauí, 2023.

3. DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. F.; ARAÚJO, M. H. A. S; REIS, F. S.; MACEDO, D. P. S.; FIALHO, A. C. V. Cobertura bioativa poliuretana de buriti (*Mauritia flexuosa* l) enriquecida com própolis para reparação tecidual, 2023.

4. ROCHA, M. B. F.; NETO, E. G. M.; MARTINS, A. F.; MACEDO, D. P. S.; DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. F.; FIALHO, A. C. V. Poliuretana híbrida obtida a partir da associação de óleo de mamona (*Ricinus communis*) e líquido da castanha do caju (LCC) para aplicações odontológicas, 2023.

5. REZENDE, L. V. M.; **COSTA**, J.F.; FRANCO, Y. R. N. A; PAZ, E. C.; GUEDES, I. L.; VALE, G. C. Níveis de fluoreto no sobrenadante e sedimento salivar após uso de dentífrico fluoretado de alta concentração nos períodos diurno e noturno, 2023.

6. NETO, E. G. M.; **COSTA**, J.F.; MARTINS, A. A. F.; DA SILVA, M. C. B. R.; ROCHA, M. B. F.; ARAÚJO, M. H. A. S; FIALHO, A. C. V. Cobertura polimérica de mamona (*ricinus communis*) para revestimento de implantes: ensaio de biocompatibilidade, 2023.

7. **COSTA**, J.F.; DA SILVA, M. C. B. R; REZENDE, L. V. M.; GUEDES, I. L.; NETO, E. G. M.; ROCHA, M. B. F.; FIALHO, A. C. V. Tratamento de superfície dos implantes dentários e sua influência na osseointegração- revisão integrativa da literatura, 2023.
  8. NETO, E. G. M.; **COSTA**, J.F.; MARTINS, A. A. F.; DA SILVA, M. C. B. R.; ROCHA, M. B. F.; ARAÚJO, M. H. A. S; FIALHO, A. C. V. Utilização de células-tronco mesenquimais provenientes da polpa dentária na osseointegração de implantes – revisão integrativa, 2023.
  9. ROCHA, M. B. F.; NETO, E. G. M.; MARTINS, A. A. F.; DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. F.; FIALHO, A. C. V. Eficácia da associação do titânio com poliuretanas na regeneração óssea- revisão integrativa da literatura, 2023.
  10. GUEDES, I. L.; **COSTA**, J.F.; PESSOA, A. M. F.; REZENDE, L. V. M.; FIGUEREDO, V. M. S.; CARVALHO, A. L. M. Influência da incorporação nanopartículas nas propriedades mecânicas e microbiológicas das próteses dentárias removíveis: uma revisão de literatura, 2023.
- **Participação em banca de trabalhos de conclusão**  
**Graduação**
    1. FIALHO, A. C. V.; VALE, G. C; **COSTA**, J. C.; TRINDADE, J. S. Participação em banca de Meiryellen Castelo Branco Rodrigues da Silva. Tratamento alternativo para quelite actínica: bioadesivo a base do óleo do pequi. 2022. (Odontologia) Universidade Federal do Piauí
    2. FIALHO, A. C. V.; VIANA, P. F. S.; CRAVINHOS, J. C. P.; **COSTA**, J. F. C. Participação em banca de Heloíse Helena Fortes Vezo. Demanda social associada a procedimentos de cirurgia bucomaxilofacial em pacientes da Universidade Federal do Piauí., 2023. (Odontologia) Universidade Federal do Piauí
    3. FIALHO, A. C. V.; OLIVEIRA, S. J.; DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. F. Participação em banca de Edinaldo Gomes de Meneses Neto. Cobertura polimérica de mamona (*Ricinus communis*) par revestimento de implantes. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Odontologia) - Universidade Federal do Piauí.
    4. FIALHO, A. C. V.; MENDES, B. C; DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. F.

Participação em banca de Marcus Brenner Faria Rocha. Poliuretana híbrida obtida da associação de óleo de mamona (*Ricinus communis*) e líquido da castanha do caju (LCC) para potenciais aplicações odontológicas. 2023. (Odontologia) Universidade Federal do Piauí

4. MENDES, B. C.; DA SILVA, M. C. B. R.; **COSTA**, J. C. Participação em banca de Moisés Araújo Lima Verde Santos. Remoção cirúrgica de tórus mandibular bilateral com finalidade protética: um relato de caso , 2024. (Odontologia) Universidade Federal do Piauí.
5. FIALHO, A. C. V.; MENDES, B. C; **COSTA**, J. F.; DA SILVA, M. C. B. R.; Participação em banca de Sarah Batista de Sousa Sampaio. Prevalência de neoplasias malignas na região oral e maxilofacial de pacientes atendidos em um hospital universitário do nordeste do Brasil. 2024. (Odontologia) Universidade Federal do Piauí.

- **Textos em jornais de notícias/revistas**

1. **COSTA**, J. F.; FIALHO, A. C. V. O óleo de mamona como importante aliado no tratamento com implantes dentários. Jornal O Dia, Teresina-PI, p. 6 - 6, 16 mar. 2024

- **Participação em banca de comissões julgadoras**

1. XXIV Reunião da Sociedade Nordeste Norte de Pesquisa Odontológica e XX Jornada Acadêmica de Odontologia - UFPI, 2023. Universidade Federal do Piauí.

## 4. ANEXOS

### ANEXO I - NORMATIZAÇÃO TÉCNICA PPGO

Normatização técnica das Dissertações do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFPI, aprovado em Reunião do Colegiado em 12/04/2016.

As dissertações deverão ser escritas em fonte Times New Roman ou Arial tamanho 12 com espaçamento 1,5 e margens inferior e superior de 3 cm e direita e esquerda de 2,5 cm, alinhamento justificado e paginação no canto inferior esquerdo e conter os seguintes elementos:

#### I - Elementos pré-textuais:

- a) Primeira folha dando visibilidade à Universidade, ao Programa, ao autor e título da dissertação;
- b) Segunda folha dando visibilidade ao nome do autor, ao título do trabalho, ao nível (mestrado acadêmico), a área de concentração, a linha de pesquisa, ao nome do orientador e coorientador, ao local (cidade) e ao ano;
- c) Folha de aprovação, dando visibilidade à Comissão Julgadora com as respectivas assinaturas;
- d) Dedicatória (opcional);
- e) Agradecimentos (opcional);
- f) Lista de ilustrações (opcional);
- g) Lista de tabelas (opcional);
- h) Lista de abreviaturas e siglas (opcional);
- i) Lista de símbolos (opcional);
- j) Sumário.

#### II – Elementos textuais

- a) Resumo em português contendo no máximo 300 palavras (opcional);
- b) Revisão de literatura ou artigo de revisão;
- c) Artigo(s);
- d) Press release.

#### III – Elementos pós-textuais

- a) Produção Intelectual
- b) Anexos
- c) Apêndices

OBS: As referências devem ser formatadas de acordo com as normas de Vancouver, sempre ao final das secções que necessitem das mesmas.

## ANEXO II – AUTOR GUIDELINES (Polímeros: Ciência e Tecnologia)

### Instructions to authors

#### Aims

"Polímeros" edited by the Brazilian Polymer Association (Associação Brasileira de Polímeros - ABPol) aims to disseminate worldwide the scientific knowledge developed in the polymer science and technology field.

#### Policy

The submission of a paper implies that it has not been previously published, that it is not under consideration for publication elsewhere, and that it will not be published elsewhere in the same form without the written permission of the Editors. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to Polímeros: Ciência e Tecnologia if and when the article is accepted for publication. Accepted articles and illustrations become the property of Polímeros: Ciência e Tecnologia.

#### Types of articles

**Polímeros** publishes Review Articles, Original Articles and Short Communications in the polymer area.

**Review Articles:** These manuscripts should deal and discuss deeply and critically the available and up-dated scientific knowledge in a particular subject. Should be submitted only by senior researchers/professionals who have done research and published articles (in indexed journals of international acceptance) on the presented subject. These publications have to be included in the references list. Articles which are only a bibliographic review, not containing a critical analysis of the author(s), will not be accepted.

**Original Articles:** These manuscripts refer to original works with unpublished results, showing real progress and significant contribution to the field of polymers.

**Short Communication:** These manuscripts are compact works dealing with recent developments, which results the authors consider should be focusing directly on results/original proposals. Because of their nature, these communications will go through a “fast track” review and publication process.

## **Presentation**

The manuscript is to be written in English, and great care should be taken for its objectiveness, clarity, and conciseness. Authors are responsible for having the manuscripts reviewed by a native English speakers or professionals with solid knowledge of technical language. This has to be formally confirmed in an accompanying letter stating that spelling and text structure were reviewed. Please refer to the Template provided for its formatting.

## **Lenght of manuscripts**

All manuscripts (which include text, figures, tables, photos, etc.) have a limited number of pages according to its type: Review Articles are limited to a maximum of 30 pages; Original Articles must not exceed 20 pages, while Short Communications must not exceed 8 pages. Note that these page limitations where set formatting the manuscript according to: A4 format page, with 25 double-spaced lines, typed in font "Times New Roman" size 12.

## **Text, figures and tables**

Please refer to Template for further information in how to present and format your contribution.

## **References**

Please refer to the Template and follow carefully the way the references should be presented. Refer to the examples provided. Please avoid refer to texts with are not easily found, with only local dissemination, written in languages other than English. Theses and dissertations which comply with these cases should be avoided.

Monographs and similar texts must NOT be used as references.

### **Online submission and evaluation**

All manuscripts submitted for publication will be evaluated by the Editorial Board of the Journal, with the help of AdHoc reviewers, which are experts in the technical subject of the manuscript. The Journal will ask you to provide the names and contact information for three potential reviewers. They must not include anyone with whom you are interacting professionally, are from the same institution as you or your coauthors, or have recently (less than 2 years) been a coauthor with you or the coauthors of the manuscript being submitted. Manuscripts must strictly follow the guidelines for publication, otherwise they will be returned to their authors. The approval is subject to their technical quality which is substantiated by the reviewers' opinion. The submission should be done electronically within the submission system available at <https://mc04.manuscriptcentral.com/po-scielo>. Only one of the authors should submit the manuscript, and for that he will have to register his e-mail and will become the corresponding author. Any communication between the editorial board and the authors will take place through this registered e-mail. The online submission and evaluation steps are free of charge.

### **Article-charge**

The Editorial Board of Polímeros has decided to apply an "article-charge" to all accepted articles in order to have it published. When submitting a manuscript, the submitting author will be asked to confirm his knowledge and acceptance for this cost. The value is fixed per article, independent of its length and is R\$800,00 (in Brazilian reais) or U\$230,00 (in American dollars).

### **Revised version**

It is compulsory, when submitting the revised version, to add a letter "Response to Reviewers" in which the AdHoc reviewers' comments and questions are individually and thoroughly addressed. In it the authors must inform the number of the page/paragraph in which

changes/additions/removal have been made. In case authors do not agree with any comments and/or requests of the reviewers, they may rebuttal explaining and justifying their understanding of the matter in the letter. Any change done in the revised version must be highlighted with a color other than black.

### Final decision

The Editorial Board of **Polímeros** is responsible of accepting/rejecting any manuscript submitted to this journal. Their decision is final, and NO appeal can be enforced.

### Template

Please refer to the Template provided by Polímeros: Ciência e Tecnologia to submit the manuscript (<https://revistapolimeros.org.br/instructions>).

### *Instructions for Manuscript Preparation*

Length of manuscripts:

All manuscripts (which include text, figures, tables, photos, etc.) have a limited number of pages according to its type: **Review Articles** are limited to a maximum of 30 pages; **Original Articles** must not exceed 20 pages, while **Short Communications** must not exceed 8 pages. Note that these page limitations where set formatting the manuscript according to: A4 format page, with 25 double-spaced lines, typed in font "Times New Roman" size 12.

Text, equations, figures and tables:

Please refer to Template for further information in how to present and format your contribution.

Follow the specifications of type and size font:

**Type of article:** Times New Roman size 09 - Right-align text.

**Title:** Georgia size 18 – Single spaced - Centralize text - It should not be bolded, underlined, or italicized – It should not be in capital letters.

**Author's name:** Times New Roman size 14 - Centralize text.

**ORCID ID\***: Times New Roman size 14 - Centralize Text. (<https://orcid.org/signin>)

**Affiliation**: Times New Roman size 12 - in italic - Single spaced - Centralize text.

**Corresponding author's email**: Times New Roman size 10 - Centralize text.

**Abstract**: Times New Roman size 12 - Single spaced. Justified text.

**Keywords**: Times New Roman size 12.

**Introduction; Materials and Methods; Results and Discussion; Conclusions; Acknowledgments**: Times New Roman size 12 - with 25 double-spaced lines. Justified text.

**Author's Contribution\*\***: Times New Roman size 12. Single spaced - Left-align text. All items must be described in the manuscript, if any item does not apply, fill in with NA (not applicable).

**References**: Times New Roman size 12 - Single spaced - Left-align text - The author's last name must not be in capital letters. **The references are the APA style.**

\*The ORCID (Open Researcher and Contributor ID) is a nonproprietary alphanumeric code to uniquely identify authors and contributors of scholarly communication as well as ORCID's website and services to look up authors and their bibliographic output (and other user-supplied pieces of information). More information: (<https://orcid.org/>)

\*\*CRediT (Contributor Roles Taxonomy) is a high-level taxonomy, including 14 roles, that can be used to represent roles typically played by contributors to scientific scholarly output. The roles describe each contributor's specific contribution to the scholarly output. Follow the stipulated specifications. More information: (<https://casrai.org/credit/>)

References:

Please refer to the Template and follow carefully the way the references should be presented. Refer to the examples provided. Please avoid refer to texts with are not easily found, with only local dissemination, written in languages other than English. Theses and dissertations which comply with these cases should be avoided. Monographs and similar texts must NOT be used as references. The references are the APA style.