UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE MEDICINA

SUELEN QUEIROZ

COMPARAÇÃO DA DEGRADAÇÃO *IN VITRO* DE FIOS DE SUTURA ABSORVÍVEIS DE PGA HOMOPOLÍMERO E COPOLÍMERO REVESTIDO EM MEIO HIPERGLICÊMICO

PONTA GROSSA
2026

SUELEN QUEIROZ

COMPARAÇÃO DA DEGRADAÇÃO *IN VITRO* DE FIOS DE SUTURA ABSORVÍVEIS DE PGA HOMOPOLÍMERO E COPOLÍMERO REVESTIDO EM MEIO HIPERGLICÊMICO

Trabalho de conclusão de curso apresentado para obtenção do título de bacharel em medicina na Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador(a): Prof. Dr. Eurico Cleto Ribeiro de Campos

Coorientador(a): Prof. Dr. Edmar Miyoshi

PONTA GROSSA
2026

Queiroz, Suelen
Q3 Comparação da degradação *in vitro* de fios de sutura absorvíveis de PGA homopolímero e copolímero revestido em meio hiperglicêmico/ Suelen Queiroz. Ponta Grossa, 2026.
50 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Medicina– Universidade Estadual de Ponta Grossa.
Orientador: Prof. Dr. Eurico Cleto Ribeiro de Campos.
Coorientador: Prof. Dr. Edmar Miyoshi.

1. Fios de sutura. 2. Polímeros absorvíveis. 3. Degradação hidrolítica. 4. Hiperglicemia. 5. Microscopia eletrônica de varredura. I. Campos, Eurico Cleto Ribeiro de (orient.). II. Miyoshi, Edmar (coorient.). III. Universidade Estadual de Ponta Grossa – Graduação em Medicina. IV. T.

CDD: 616.462

Ficha Catalográfica elaborada por Maria Luzia F. B. dos Santos – CRB9/986

SUELEN QUEIROZ

COMPARAÇÃO DA DEGRADAÇÃO *IN VITRO* DE FIOS DE SUTURA ABSORVÍVEIS DE PGA HOMOPOLÍMERO E COPOLÍMERO REVESTIDO EM MEIO HIPERGLICÊMICO

Monografia aprovada, como pré-requisito para obtenção do título de Bacharel em Medicina da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Aprovado em: 27/10/2026

BANCA EXAMINADORA

_____

Profa. Dra. Jacqueline Aparecida Marques / UEPG

_____

Prof. Dr. Marcelo Derbli Schafranski / UEPG

Coordenador da atividade
Trabalho de conclusão

_____

Prof. Dr. Eurico Cleto Ribeiro de Campos

Ponta Grossa-PR

2026

Dedico este trabalho a cada professor e professora que deixaram um pouco de si nos seus ensinamentos.

Aos meus pais…

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, pelo apoio incondicional em cada etapa desta jornada.

Ao meu orientador, Professor Dr. Eurico Cleto Ribeiro de Campos, pela orientação segura e pelo incentivo constante.

À Professora Dra. Iriane Eger e ao Professor Dr. Edmar Miyoshi, pela coorientação e pelas contribuições valiosas a este trabalho.

“Atena não teceu apenas panos: teceu o limite entre a habilidade e a soberba. No mito de Aracne, o fio é o que une e o que separa — o que dá forma ao mundo e o que revela a medida de quem o manipula. Na cirurgia, como no tear, o fio que sutura é também o fio que decide o destino da ferida”

— Inspirado no mito de Aracne, em Ovídio, Metamorfoses, Livro VI

RESUMO

O diabetes *mellitus* afeta mais de 537 milhões de adultos em todo o mundo; contudo, o impacto da hiperglicemia sobre a degradação de fios de sutura absorvíveis permanece insuficientemente compreendido. Este estudo avaliou a degradação *in vitro* de fios de sutura de ácido poliglicólico (PGA) e do copolímero PGLA 910 sob concentrações de glicose de 0, 300 e 600 mg/dL ao longo de 28 dias. Um total de 120 fios de sutura (60 por material) foi incubado a 37 °C em solução salina tamponada com fosfato, com diferentes concentrações de glicose. As propriedades mecânicas foram avaliadas no basal e nos dias 7, 14, 21 e 28 por meio de ensaio de tração. O pH do meio foi monitorado semanalmente, e a morfologia da superfície foi caracterizada por microscopia eletrônica de varredura. O PGLA 910 demonstrou resistência basal superior à do PGA (14,56 ± 1,11 newtons vs. 13,37 ± 1,00 N; $p < 0,001$). Ambos os materiais mantiveram a resistência durante os primeiros 7 dias ($p = 0,080$), porém a perda progressiva ocorreu a partir do dia 14. No dia 28, em meio livre de glicose (0 mg/dL), o PGA reteve apenas 1,12 N (8,4% da resistência inicial), enquanto o PGLA 910 reteve 3,81 N (26,2%; $p < 0,001$). A *Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)* revelou degradação superficial mais severa no PGA do que no PGLA 910. Concluímos que o PGLA 910 oferece resistência superior à degradação hidrolítica, o que o torna uma escolha mais adequada para pacientes diabéticos quando se requer integridade mecânica prolongada. Entretanto, ambos os materiais degradam-se extensivamente em 4 semanas e são inadequados para aplicações que exijam suporte além de 3 semanas. A forte correlação entre pH e resistência confirma a natureza autocatalítica do mecanismo de degradação.

Palavras-chave: Fios de sutura; Polímeros absorvíveis; Degradação hidrolítica; Hiperglicemia; Microsco*pia Eletrônic*a de Varredura.

ABSTRACT

Diabetes *mellitus* affects over 537 million adults worldwide; however, the impact of hyperglycemia on the degradation of absorbable suture threads remains insufficiently understood. This study evaluated the *in vitro* degradation of polyglycolic acid (PGA) and PGLA 910 copolymer suture threads under glucose concentrations of 0, 300, and 600 mg/dL over 28 days. A total of 120 suture threads (60 per material) were incubated at 37 °C in phosphate-buffered saline with different glucose concentrations. Mechanical properties were assessed at baseline and on days 7, 14, 21, and 28 via tensile testing. The pH of the medium was monitored weekly, and surface morphology was characterized by scanning electron microscopy. PGLA 910 demonstrated superior baseline strength compared to PGA (14.56 ± 1.11 Newtons vs. 13.37 ± 1.00 N; $p < 0.001$). Both materials maintained strength during the first 7 days ($p = 0.080$), but progressive loss occurred from day 14. On day 28, in glucose-free medium (0 mg/dL), PGA retained only 1.12 N (8.4% of initial strength), while PGLA 910 retained 3.81 N (26.2%; $p < 0.001$). Scanning Electron Microscopy (SEM) revealed more severe surface degradation in PGA than in PGLA 910. We conclude that PGLA 910 offers superior resistance to hydrolytic degradation, making it a more suitable choice for diabetic patients when prolonged mechanical integrity is required. However, both materials degrade extensively within 4 weeks and are unsuitable for applications requiring support beyond 3 weeks. The strong correlation between pH and strength confirms the autocatalytic nature of the degradation mechanism.

Keywords: Suture threads; Absorbable polymers; Hydrolytic degradation; Hyperglycemia; Scanning Electron Microscopy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Representação esquemática do desenho experimental do estudo. Fonte: A autora, 2026……..	19
Figura 2	Carga Máxima (N) vs. tempo de degradação (dias) para fios de sutura de PGA e PGLA 910 sob diferentes concentrações de glicose. Fonte: A autora, 2026……..	22
Figura 3	Perda percentual de resistência em relação ao basal (T0) ao longo de 28 dias de degradação *in vitro*. Fonte: A autora, 2026……	23
Figura 4	Correlação entre carga máxima residual e pH do meio durante a degradação *in vitro.* Fonte: A autora, 2026……..	25
Figura 5	Morfologia de superfície basal de fios de sutura de PGA e PGLA 910. Fonte: A autora, 2026……..	26
Figura 6	Degradação superficial dependente do tempo de fios de sutura em meio hiperglicêmico severo (600 mg/dL). Fonte: A autora, 2026……	27
Figura 7	Efeito da concentração de glicose sobre a morfologia de superfície do fio de sutura aos 28 dias. Fonte: A autora, 2026……	28

LISTA DE SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
ASTM	*American Society for Testing and Materials*
CNS	Conselho Nacional de Saúde
IC	Intervalo de Confiança
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
PBS	Phosphate-Buffered Saline (Solução Salina Tamponada com Fosfato)
PGA	Ácido Poliglicólico
PGLA	Poli(ácido lático-co-glicólico)
T0	Tempo basal (dia 0)
T7	Tempo 7 dias
T14	Tempo 14 dias
T21	Tempo 21 dias
T28	Tempo 28 dias
N	Newtons

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 13
2 MATERIAL E MÉTODOS..... 17
2.1 DESENHO DO ESTUDO..... 17
2.2 MATERIAIS..... 17
2.3 GRUPOS EXPERIMENTAIS..... 17
2.3.1 Preparação das Amostras..... 17
2.3.2 Padronização do Nó Cirúrgico..... 18
2.3.3 Incubação in vitro..... 18
2.3.4 Ensaio Mecânico..... 19
2.3.5 Monitoramento do pH..... 20
2.3.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)..... 20
2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA..... 20
3 RESULTADOS..... 21
3.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS..... 21
3.1.1 Carga máxima (N)..... 21
3.1.2 Perda Percentual de Resistência..... 22
3.1.3 Deformação na Carga Máxima e Módulo Elástico..... 23
3.2 INFLUÊNCIA do pH DO MEIO..... 24
3.3 ANÁLISE MORFOLÓGICA POR MEV..... 25
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA E CORRELAÇÕES..... 28
4 DISCUSSÃO..... 29
4.1 DESEMPENHO MECÂNICO E CINÉTICA DE DEGRADAÇÃO..... 29
4.2 DEGRADAÇÃO COMPARATIVA..... 30
4.3 EFEITO DA HIPERGLICEMIA..... 31
4.4 ANÁLISE MORFOLÓGICA E MECANISMOS DE DEGRADAÇÃO..... 32
4.5 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS..... 33
4.6 TRADUÇÃO PARA A PRÁTICA CLÍNICA..... 33
4.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO..... 35
5 CONCLUSÃO..... 36
REFERÊNCIAS..... 38
APÊNDICE A – TABELAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA..... 43

1 INTRODUÇÃO

O fechamento de feridas cirúrgicas representa uma etapa fundamental para assegurar o sucesso de procedimentos invasivos, com os fios de sutura atuando como instrumentos primários para aproximar e manter as bordas teciduais até que ocorra cicatrização adequada. A seleção apropriada do fio de sutura constitui um determinante crítico dos desfechos de reparo tecidual, das taxas de infecção e da incidência de deiscência da ferida (Anderson; Shive, 2012; ASTM, 2021). A evolução histórica dos fios de sutura absorvíveis, desde materiais naturais, como o categute, até os polímeros sintéticos modernos, tem sido amplamente documentada (ASTM, 2021). Estudos recentes também têm investigado tendências emergentes no desenvolvimento desses materiais, particularmente no que se refere às propriedades antimicrobianas e à biodegradabilidade (Dennis et al., 2023; Han, 2025; Scribante et al., 2023).

Os fios de sutura podem ser classificados de acordo com sua origem, capacidade de absorção e estrutura física. Quanto à origem, dividem-se em naturais, como o categute e a seda, e sintéticos, como o ácido poliglicólico (PGA), o ácido poliglicólico-co-ácido láctico (PGLA) e a polidioxanona. Quanto à capacidade de absorção, classificam-se em absorvíveis, que são degradados pelo organismo, e inabsorvíveis, que geralmente necessitam de remoção. Em relação à estrutura física, podem ser monofilamentares, constituídos por um único filamento, ou multifilamentares, formados por múltiplos filamentos entrelaçados. Os fios de sutura absorvíveis sintéticos ganharam destaque nas últimas décadas por eliminarem a necessidade de remoção, reduzindo o desconforto do paciente e os custos associados a procedimentos secundários. Entre esses materiais, os poliésteres alifáticos, particularmente o PGA e seus copolímeros com ácido láctico, como o PGLA 910, representam uma classe amplamente utilizada devido aos seus perfis de degradação previsíveis e à biocompatibilidade (Athanasiou et al., 1998; Maurus; Kaeding, 2004; Middleton; Tipton, 2000; Pietrzak; Eppley, 2006).

O diabetes mellitus constitui um distúrbio metabólico de elevada prevalência que impacta significativamente os desfechos cirúrgicos, afetando mais de 537 milhões de adultos em todo o mundo (Byrne; Aly, 2019). No Brasil, o Atlas da Federação Internacional de Diabetes (IDF) estima que pelo menos 17 milhões de

brasileiros vivem com a doença (International Diabetes Federation, 2021). A relevância clínica desse cenário é particularmente evidente na prática cirúrgica, uma vez que a hiperglicemia crônica compromete diferentes etapas da cascata de cicatrização, promovendo resposta inflamatória prolongada, angiogênese deficiente e redução da síntese e deposição de colágeno (Falanga, 2005). Consequentemente, pacientes diabéticos submetidos a intervenções cirúrgicas apresentam maior risco de complicações pós-operatórias, incluindo infecções do sítio cirúrgico e comprometimento da cicatrização (Martin et al., 2023; Byrne; Aly, 2019; Li; McCarthy, 1999). Em procedimentos cirúrgicos destinados ao tratamento de infecções do pé diabético, por exemplo, a incidência de deiscência pode ser particularmente elevada. Um estudo recente envolvendo 180 pacientes diabéticos submetidos a fechamento cirúrgico relatou deiscência em 76,1% dos casos (Lavery et al., 2025).

Além da população diabética já estabelecida, outro grupo de relevância clínica para a prática cirúrgica é constituído pelos pacientes oncológicos, nos quais alterações do metabolismo glicêmico são frequentemente observadas. A coexistência de câncer e diabetes mellitus é relativamente comum, estimando-se que aproximadamente 20% dos pacientes oncológicos apresentem diabetes como comorbidade (Joharatnam-Hogan et al., 2025; Harris et al., 2023). Entretanto, o risco de disfunção glicêmica nessa população não se restringe aos indivíduos com diagnóstico prévio de diabetes, uma vez que o próprio tratamento antineoplásico pode desencadear alterações metabólicas. A quimioterapia pode induzir hiperglicemia em aproximadamente 10% a 30% dos pacientes (Kim; Lim, 2023), enquanto a utilização de corticosteroides, frequentemente empregados no controle de náuseas e de processos inflamatórios associados ao tratamento oncológico, pode elevar essa incidência para até 58,9% (Harris et al., 2013). Adicionalmente, sobreviventes de câncer colorretal apresentam risco 53% maior de desenvolver diabetes mellitus durante o primeiro ano após o diagnóstico (Bowker et al., 2016). Nesse contexto, pacientes oncológicos submetidos a procedimentos cirúrgicos podem apresentar hiperglicemia transitória ou persistente, potencialmente comprometendo os mecanismos fisiológicos de cicatrização e aumentando a suscetibilidade a complicações da ferida operatória (Harris et al., 2023). Assim, a hiperglicemia representa uma condição metabólica de interesse não apenas em pacientes com diabetes previamente diagnosticado, mas também em indivíduos

submetidos a tratamentos oncológicos, reforçando a relevância de investigar o comportamento e a integridade de materiais de síntese cirúrgica sob diferentes condições de concentração de glicose.

Nesse contexto, a integridade mecânica do fio de sutura assume importância fundamental. Durante as fases iniciais da cicatrização, as suturas fornecem parcela substancial da resistência mecânica necessária para manter a aproximação das bordas da ferida, até que a formação e a reorganização do tecido cicatricial permitam a recuperação progressiva da resistência tecidual (Pillai; Sharma, 2010). Em pacientes com cicatrização comprometida, como indivíduos com diabetes mellitus ou submetidos a tratamentos oncológicos associados a alterações glicêmicas, a demanda mecânica sobre a sutura pode se prolongar. Dessa forma, a seleção de materiais capazes de preservar sua resistência tênsil durante um período adequado torna-se particularmente relevante para reduzir o risco de falha da síntese e deiscência da ferida. Além dos efeitos sistêmicos da hiperglicemia sobre a cicatrização, o ambiente local com elevada concentração de glicose pode interferir diretamente no comportamento dos materiais de sutura, potencialmente modificando sua degradação hidrolítica por meio de alterações na atividade da água e nas interações entre polímero e solvente (Millbourn; Cengiz; Israelsson, 2011; Wang et al., 2024).

Embora investigações anteriores tenham sugerido que condições hiperglicêmicas possam acelerar a degradação de polímeros absorvíveis (Chu, 1981a; Chu, 1981b), a influência específica de concentrações elevadas de glicose sobre o comportamento do PGA em comparação ao PGLA 910 permanece incompletamente elucidada. Essa questão é particularmente relevante porque, apesar de ambos os materiais serem poliésteres alifáticos absorvíveis, apresentam diferenças em sua composição polimérica e podem apresentar comportamentos distintos de degradação e manutenção das propriedades mecânicas ao longo do tempo.

O impacto de ambientes hiperglicêmicos sobre o desempenho de biomateriais, particularmente no que se refere às respostas vasculares e teciduais, tem sido objeto de crescente investigação (International Diabetes Federation, 2021; Katsikogianni; Missirlis, 2004). Entretanto, ainda são escassos os dados comparativos sobre a degradação integrada, considerando parâmetros mecânicos,

químicos e morfológicos, de fios de sutura de PGA e PGLA 910 submetidos a diferentes concentrações de glicose. A ausência de uma compreensão abrangente sobre como essas condições metabólicas influenciam a integridade dos materiais limita o conhecimento acerca de seu comportamento em ambientes associados à hiperglicemia. Consequentemente, a caracterização dessas alterações pode contribuir para ampliar a compreensão dos mecanismos de degradação dos fios absorvíveis e fornecer subsídios experimentais para futuras investigações sobre sua utilização em contextos clínicos nos quais alterações glicêmicas estejam presentes.

Para abordar essa lacuna de conhecimento, o objetivo primário deste estudo foi avaliar comparativamente o perfil de degradação in vitro de fios de sutura absorvíveis de PGA homopolímero e do copolímero PGLA 910, submetidos a diferentes concentrações de glicose (0, 300 e 600 mg/dL) durante 28 dias. Especificamente, foram avaliadas as propriedades mecânicas dos materiais, incluindo carga máxima, tensão de tração e deformação na carga máxima, ao longo do período experimental. Simultaneamente, foi monitorada a acidificação do meio como indicador indireto dos processos de degradação hidrolítica e da possível atividade autocatalítica. Adicionalmente, foram investigadas alterações morfológicas da superfície dos fios por microscopia eletrônica de varredura (MEV), buscando correlacionar as modificações estruturais com os parâmetros mecânicos e as variações de pH. Em conjunto, essas análises visaram determinar a influência da concentração de glicose e do tempo de exposição sobre a cinética de degradação dos dois materiais, proporcionando uma caracterização integrada de seu comportamento em condições experimentais de hiperglicemia.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 DESENHO DO ESTUDO

Esta investigação empregou um desenho experimental, comparativo, controlado e *in vitro* com randomização completa, incorporando os seguintes fatores: "tipo de material" (dois níveis: PGA e PGLA 910), "concentração de glicose" (três níveis: 0, 300 e 600 mg/dL) e "tempo de degradação" (cinco níveis: 0, 7, 14, 21 e 28 dias). Como esta pesquisa não envolve seres humanos ou animais vertebrados, está isenta de submissão e revisão por comitês de ética institucionais, em conformidade com a Resolução nº 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Brasil.

2.2 MATERIAIS

Um total de 120 fios de sutura absorvíveis sintéticos foi utilizado, igualmente divididos entre dois grupos (60 fios por material):

- **Grupo 1 (PGA Homopolímero):** Fio de sutura de ácido poliglicólico, monofilamentar, revestido, diâmetro US 4-0 (0,15–0,19 mm) (Bioline Fios Cirúrgicos Ltda, Anápolis, GO, Brasil).
- **Grupo 2 (Copolímero PGLA 910):** Fio de sutura de poli(ácido lático-co-glicólico) 90:10, monofilamentar, revestido, diâmetro US 4-0 (0,15–0,19 mm) (Bioline Fios Cirúrgicos Ltda, Anápolis, GO, Brasil).

Todos os fios de sutura foram obtidos de um único lote de um fabricante comercial para garantir padronização inicial. Todos os fios de sutura tinham comprimento inicial padronizado de 15,0 cm.

2.3 GRUPOS EXPERIMENTAIS

2.3.1 Preparação das Amostras

Cada fio de sutura foi pesado em balança analítica e seu diâmetro inicial foi medido com micrômetro digital em três pontos distintos. Todos os fios de sutura foram fornecidos em embalagem estéril pelo fabricante. Para garantir margem

adicional de esterilidade para o experimento *in vitro*, as amostras foram manuseadas sob condições estéreis e incubadas em frascos estéreis com meios estéreis a 37 ± 1 °C. Nenhum método adicional de esterilização física ou química foi aplicado aos fios de sutura além da embalagem estéril original do fabricante.

2.3.2 Padronização do Nó Cirúrgico

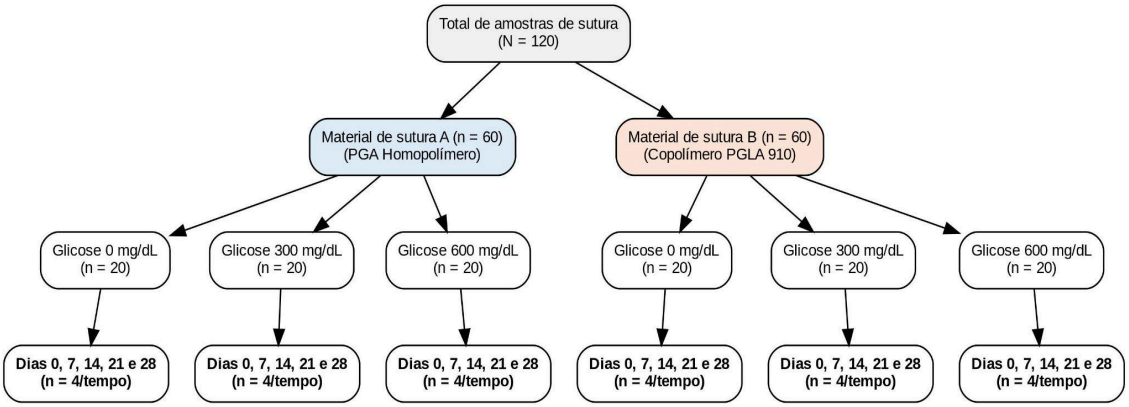
Para padronizar o procedimento de confecção do nó e garantir reprodutibilidade da tensão aplicada, todos os nós cirúrgicos foram confeccionados manualmente por um único operador (a autora), minimizando a variabilidade inter-observador. Cada fio de sutura foi atado em um nó cirúrgico padronizado (meio-nó simples, configuração quadrada) ao redor de um molde metálico cilíndrico com diâmetro externo de 0,45 mm (450 µm). O molde serviu como referência para garantir tensão consistente durante a confecção do nó. Após a fixação do nó, o fio de sutura foi cuidadosamente removido do molde, deixando uma alça padronizada com um nó cirúrgico. Esse procedimento mimetiza condições clínicas de sutura e garantiu que todas as amostras recebessem um padrão consistente de estresse mecânico inicial antes da imersão nos meios de incubação.

2.3.3 Incubação *in vitro*

Os fios de sutura foram colocados individualmente em frascos de vidro estéreis de 10 mL contendo 5 mL do respectivo meio de incubação (PBS 0,01 mol/L, pH 7,4, com concentrações de glicose de 0, 300 ou 600 mg/dL). O PBS 0,01 mol/L foi preparado em laboratório a partir da diluição de uma solução estoque concentrada em água destilada estéril, seguido de ajuste do pH para 7,4 utilizando solução de NaOH 0,1 mol/L ou HCl 0,1 mol/L, sob agitação constante e monitoramento com pHmetro digital calibrado. A solução foi então esterilizada por filtração (membrana de 0,22 µm) antes do uso. Os frascos foram selados e incubados em estufa bacteriológica a 37 ± 1 °C por até 28 dias. O PBS em pH 7,4 foi escolhido como meio de incubação. O meio de incubação foi renovado semanalmente (nos dias 7, 14 e 21) para manter concentrações consistentes de glicose e condições de pH ao longo do período de observação de 28 dias. As medições de pH foram realizadas imediatamente antes de cada renovação do meio [15]. As concentrações de glicose de 300 mg/dL (≈ 16,7 mmol/L) e 600 mg/dL (≈

33,3 mmol/L) foram selecionadas para representar diabetes mal controlado e hiperglicemia extrema (dentro da faixa observada no estado hiperglicêmico hiperosmolar), respectivamente. Embora 600 mg/dL exceda a exposição glicêmica rotineira típica, foi incluída para estabelecer um cenário de pior caso para avaliar o efeito potencial máximo da hiperglicemia sobre a degradação da sutura [5,6]. O desenho experimental completo é apresentado na Figura 1.

Figura 1 - Representação esquemática do desenho experimental do estudo



Fonte: A autora (2026).

2.3.4 Ensaio Mecânico

Nos tempos 0, 7, 14, 21 e 28 dias, as amostras foram submetidas a ensaio de tração em máquina de ensaio universal Shimadzu Autograph AGS-X equipada com célula de carga de 10 kN e garras revestidas de borracha. Os fios de sutura foram montados com o nó posicionado centralmente entre as garras, e uma pré-carga de 0,1 newtons foi aplicada para garantir alinhamento. O comprimento inicial entre garras foi de 25 mm. Cada espécime foi tracionado até a falha a uma velocidade constante de travessa de 50 mm/min, um padrão amplamente aceito para ensaio de tração de fios de sutura cirúrgica (ASTM, 2021; Deng et al., 2018). uma velocidade constante de travessa de 50 mm/min, um padrão amplamente aceito para ensaio de tração de fios de sutura cirúrgica [20] que garante falha consistente e reprodutível dos espécimes. Os seguintes parâmetros foram registrados: Carga Máxima (N), Tensão Máxima (MPa), Deformação na Carga Máxima (%). Curvas

força-deslocamento foram utilizadas para calcular as propriedades de tração. Quatro espécimes foram testados por condição (n = 4) em cada ponto de tempo. A perda de massa não foi medida neste estudo, pois a presença do nó introduz variabilidade geométrica e a captação de água (intumescimento) pode confundir medições de perda de massa, particularmente nos estágios iniciais. Nossa abordagem integrada mecânico-químico-morfológica foi priorizada para avaliar diretamente a integridade funcional, a liberação de subprodutos ácidos e as alterações de superfície.

2.3.5 Monitoramento do pH

O pH do meio de incubação foi medido semanalmente antes da renovação do meio utilizando pHmetro digital calibrado (Quimis, modelo Q400AS).

2.3.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As amostras representativas foram gentilmente secas com papel absorvente, recobertas com ouro utilizando evaporador de ouro e examinadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) disponível no Laboratório Multiusuário do Setor de Ciências Biológicas e da Saúde (LABMU-CiBioS), integrante do Complexo de Laboratórios Multiusuários (C-LABMU) da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), a uma voltagem de aceleração de 5 kV e distância de trabalho de 10 mm.

2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Análise descritiva com média e desvio padrão. A normalidade foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk, e a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. Comparações múltiplas foram realizadas utilizando ANOVA de duas vias com teste post hoc de Tukey, complementado pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. As correlações foram avaliadas utilizando o coeficiente de correlação de Spearman (ρ). O nível de significância foi estabelecido em $\alpha = 0,05$. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando R versão 4.6.0 (tidyverse, rstatix, car, ggplot2). O tamanho amostral de n = 4 por condição foi selecionado com base em estudos anteriores de degradação *in vitro* de fios de sutura absorvíveis (Falanga, 2005; Gopferich, 1996), que demonstraram poder estatístico adequado para detectar diferenças significativas nas propriedades mecânicas. O estudo fornece dados preliminares para pesquisas futuras com amostras maiores.

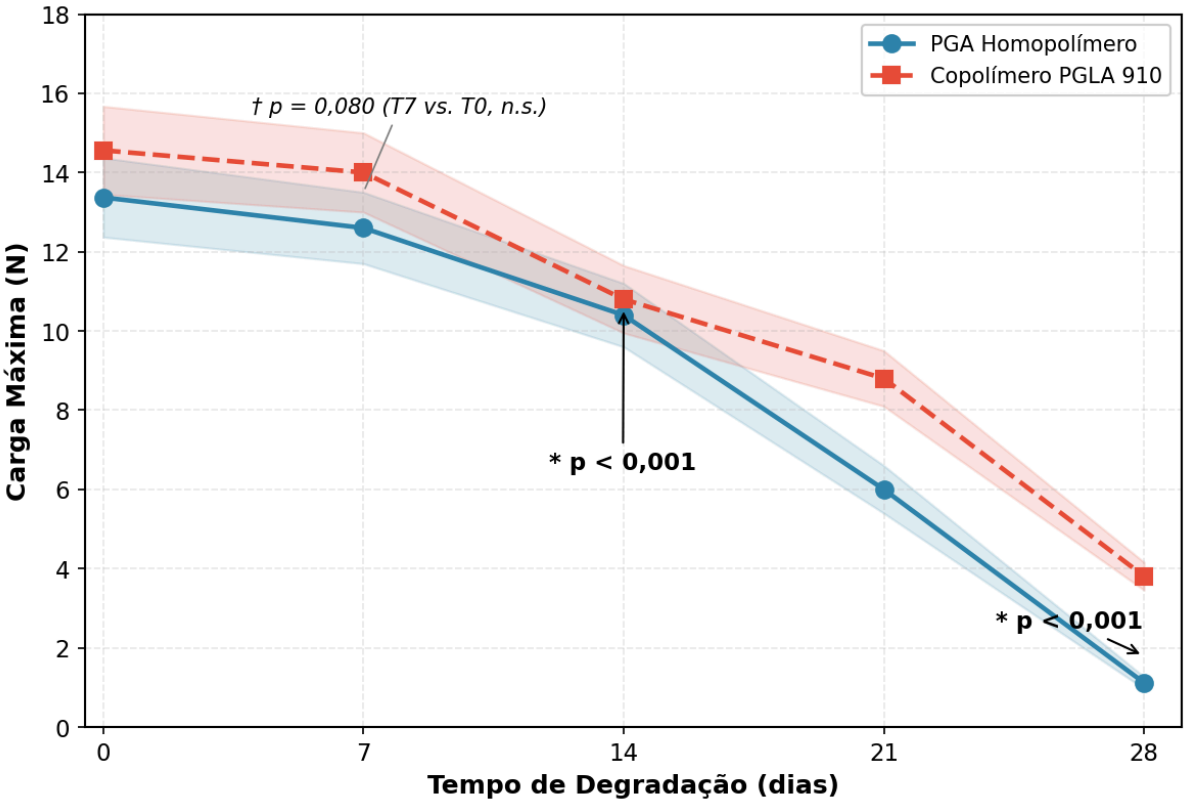
3 RESULTADOS

3.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS

3.1.1 Carga máxima (N)

Os resultados de carga máxima são apresentados na Figura 2. Os dados completos do ensaio de tração e a análise estatística detalhada podem ser consultados no Apêndice A. No basal (T0), o PGLA 910 demonstrou resistência mecânica significativamente superior à do PGA (14,56 ± 1,11 N vs. 13,37 ± 1,00 N; $p < 0,001$, post hoc de Tukey). Ambos os materiais mantiveram a resistência mecânica durante os primeiros 7 dias, sem alterações significativas em relação ao T0 (T7 vs. T0: $p = 0,080$, post hoc de Tukey), indicando que nenhum dos materiais sofreu degradação hidrolítica significativa na primeira semana sob as condições experimentais empregadas. Entretanto, a perda progressiva de resistência mecânica ocorreu a partir do dia 14 (T14 vs. T0: $p < 0,001$ para ambos os materiais). Uma perda dramática e quase completa de resistência mecânica ocorreu entre o dia 21 e o dia 28 para ambos os materiais (T21 vs. T0: $p < 0,001$; T28 vs. T0: $p < 0,001$). No T28, a carga máxima residual para o PGA variou de 1,06 N a 1,16 N em todas as concentrações de glicose, correspondendo a uma perda de resistência de 91,3–92,1% em relação ao T0. Para o PGLA 910, a carga máxima residual variou de 3,23 N a 3,81 N, correspondendo a uma perda de resistência de 73,8–77,8% em relação ao T0. O PGLA 910 demonstrou resistência residual aproximadamente 3,4 vezes maior que o PGA no T28 (3,81 N vs. 1,12 N em 0 mg/dL; $p < 0,001$, post hoc de Tukey), indicando resistência superior à degradação hidrolítica.

Figura 2 - Carga máxima vs. tempo de degradação (dias) para os fios de sutura



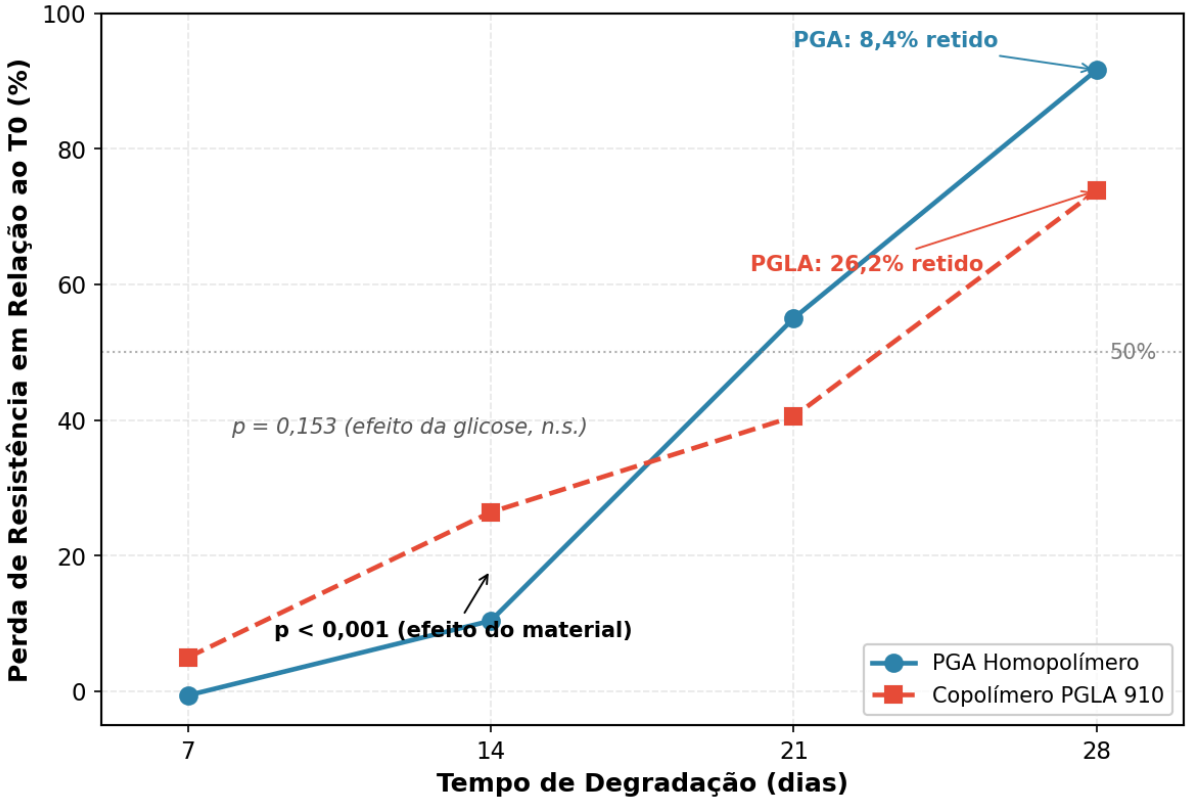
Fonte: A autora (2026).

3.1.2 Perda Percentual de Resistência

A perda percentual de resistência em relação ao T0 (Figura 3) confirma o padrão de degradação progressiva: perda mínima durante os primeiros 7 dias (–0,6% a +5,0%), seguida de perda gradual a partir do dia 14 (10,4–26,4%), culminando em degradação quase completa entre o dia 21 e o dia 28 (40,5–92,1%). No T28, o PGA reteve apenas 8,4% de sua resistência inicial, enquanto o PGLA 910 reteve 26,2% de sua resistência inicial, confirmando a resistência superior do copolímero à degradação hidrolítica. ANOVA de duas vias confirmou que o efeito do tipo de material sobre a perda percentual de resistência foi altamente significativo (p

< 0,001), enquanto a concentração de glicose não afetou significativamente a cinética de degradação (p = 0,153).

Figura 3 - Perda percentual de resistência em relação ao basal (T0) ao longo de 28 dias de degradação *in vitro.*



Fonte: A autora (2026).

3.1.3 Deformação na Carga Máxima e Módulo Elástico

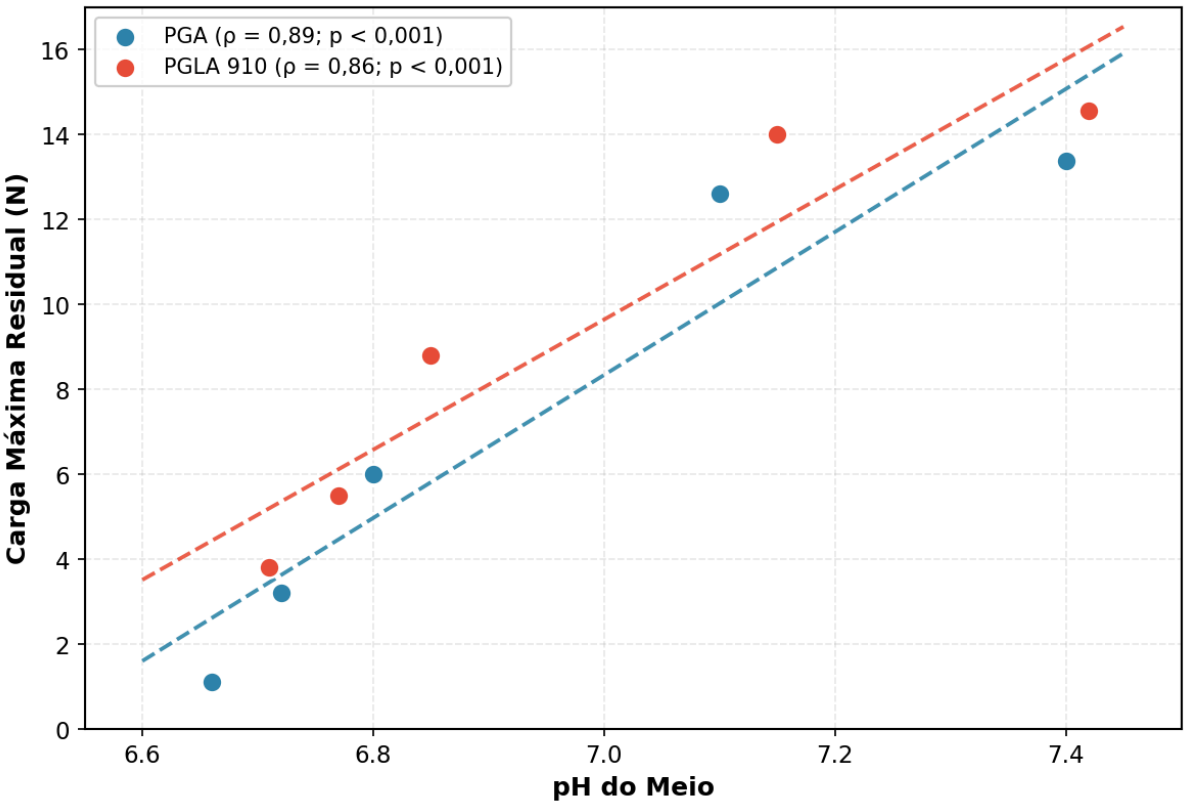
Os valores de deformação permaneceram relativamente estáveis até o T14, mas mostraram alterações marcantes no T21 e T28 devido à degradação progressiva dos materiais. No basal (T0), o PGA exibiu deformação maior (32,28 ± 11,80%) em comparação ao PGLA 910 (27,44 ± 11,30%), embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa (p = 0,312, post hoc de Tukey). Ambos os materiais mostraram redução progressiva na deformação a partir do T14. No T28, a deformação do PGA diminuiu dramaticamente para 1,53–4,86%, enquanto a deformação do PGLA 910 variou de 8,60% a 15,21%. Os altos valores de

deformação observados em pontos de tempo posteriores são consistentes com falha viscoelástica após redução extrema de massa molecular, em vez de deformação plástica dúctil do polímero intacto. Alta variabilidade foi observada para o PGLA 910 no T28 sob 300 mg/dL de glicose (15,21 ± 8,78%), principalmente devido a uma amostra exibindo deformação maior (27,77%) em comparação com as outras três (9,02–14,77%). Essa heterogeneidade provavelmente reflete o estado avançado de degradação do material aos 28 dias, onde amostras individuais exibem padrões de falha diferenciais. A exclusão do outlier resultaria em 11,02 ± 3,34%.

3.2 INFLUÊNCIA do pH DO MEIO

O monitoramento do pH mostrou acidificação progressiva para ambos os materiais, consistente com a liberação de produtos de degradação ácidos. O PGA promoveu acidificação mais pronunciada (pH 6,66–6,69 no T28), enquanto o PGLA 910 resultou em valores de pH ligeiramente superiores (6,71–6,77). Para ambos os materiais, concentrações mais altas de glicose foram associadas a valores de pH marginalmente mais baixos, uma tendência que, embora não estatisticamente significativa para propriedades mecânicas ($p = 0,153$, ANOVA de duas vias), é consistente com um leve aumento na atividade hidrolítica. Isso sugere que o efeito da glicose sobre a acidificação é sutil e pode não atingir o limiar necessário para produzir uma alteração detectável na resistência mecânica. A Figura 4 ilustra a correlação entre carga máxima residual e pH do meio durante a degradação *in vitro.* A correlação de Spearman demonstrou uma correlação positiva muito forte entre carga máxima residual e pH do meio para ambos os materiais: PGA: $\rho = 0,89$ (IC 95%: 0,82–0,95; $p < 0,001$); PGLA 910: $\rho = 0,86$ (IC 95%: 0,85–0,96; $p < 0,001$). Essa forte correlação valida a natureza autocatalítica do mecanismo de degradação hidrolítica, no qual subprodutos ácidos catalisam adicionalmente a clivagem de ligações éster, levando à aceleração da cisão da cadeia polimérica e à perda de integridade mecânica.

Figura 4 - Correlação entre carga máxima residual e pH do meio durante a degradação *in vitro.*



Fonte: A autora (2026).

3.3 ANÁLISE MORFOLÓGICA POR MEV

A análise de imagens de MEV (Figuras 5–7) forneceu visualização detalhada do processo de degradação em nível microestrutural. O achado mais significativo foi a diferença marcante na morfologia de superfície entre os dois materiais.

PGA Homopolímero:

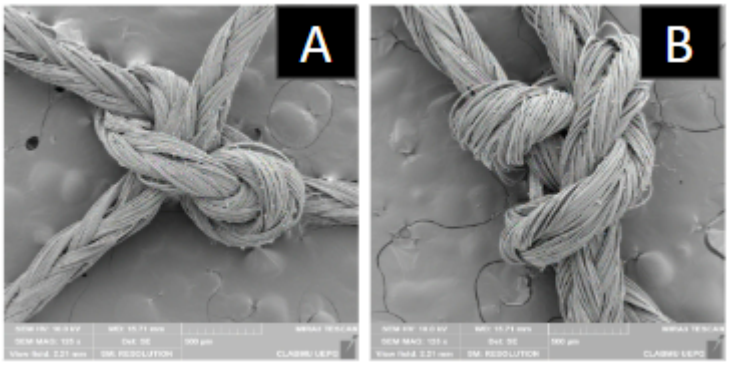
- T0: Superfície lisa, homogênea, sem defeitos estruturais aparentes (Figura 5a);
- T7 (600 mg/dL): Erosões superficiais iniciais com pequenas depressões e fissuras rasas (Figura 6a);

- T14 (600 mg/dL): Fissuras mais profundas, topografia de superfície rugosa com áreas incipientes de delaminação (Figura 6b);
- T21: Erosões generalizadas, delaminação em placas e fissuração profunda (Figura 6c);
- T28 (600 mg/dL): Superfície altamente degradada com formação extensa de crateras, fissuras profundas, delaminação em placas e perda substancial de massa (Figura 6d).

Copolímero PGLA 910:

- T0: Superfície lisa e regular (Figura 5b);
- T7 (300 mg/dL): Superfície rugosa com microporosidades e pequenas cavidades (Figura 6e);
- T14 (600 mg/dL): Superfície moderadamente erodida com alguma rugosidade (Figura 6f);
- T21 (600 mg/dL): Fissuras superficiais, mas estrutura geral preservada (Figura 6g);
- T28 (600 mg/dL): Superfície relativamente preservada com apenas rugosidade moderada e fissuração mínima, demonstrando resistência superior à degradação superficial em comparação ao PGA (Figura 6h).

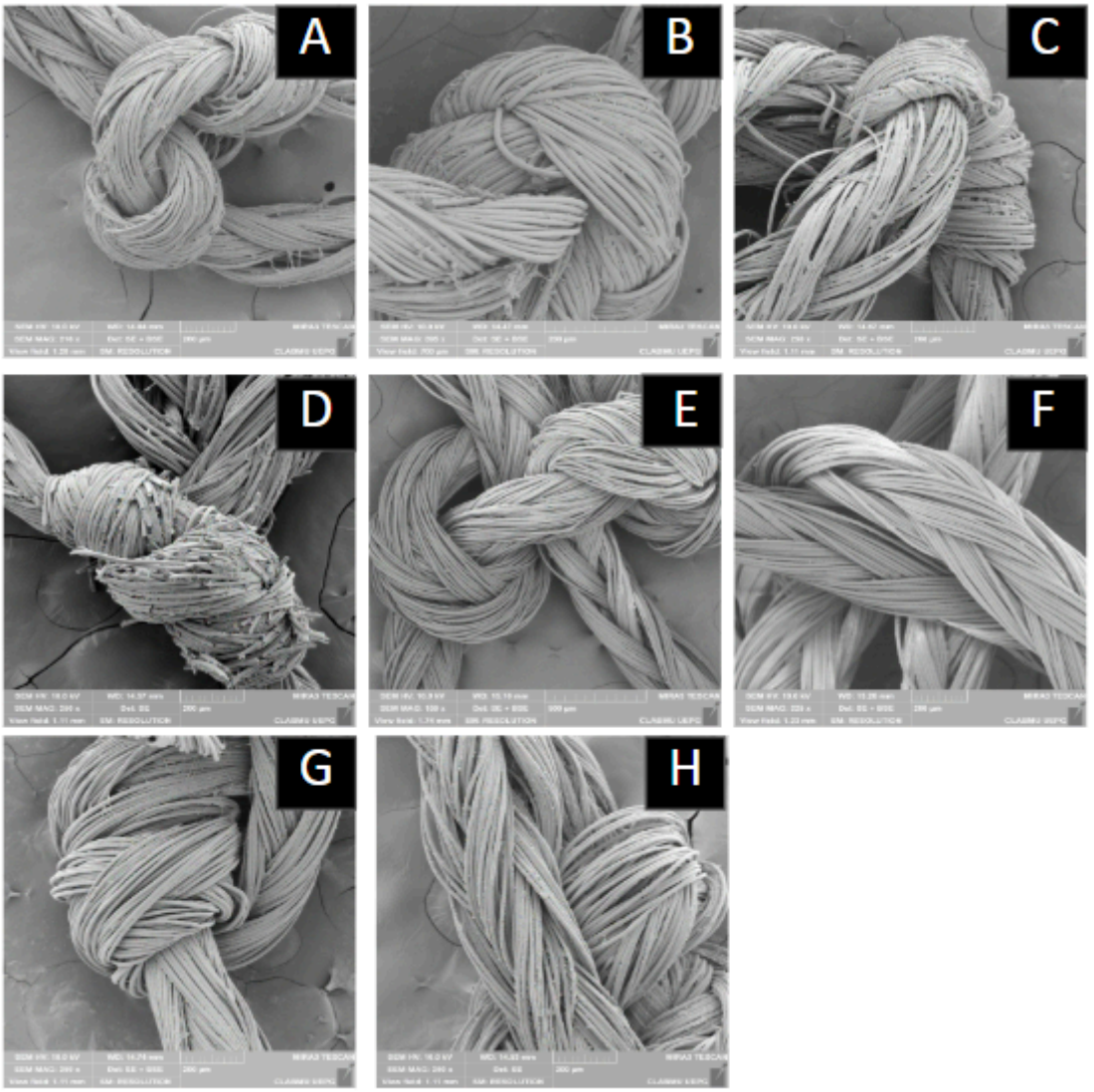
Figura 5 - Morfologia de superfície basal de fios de sutura de (A) PGA e (B) PGLA 910



Fonte: A autora (2026).

Figura 6 - Degradação superficial dependente do tempo de fios de sutura em meio hiperglicêmico severo (600 mg/dL)

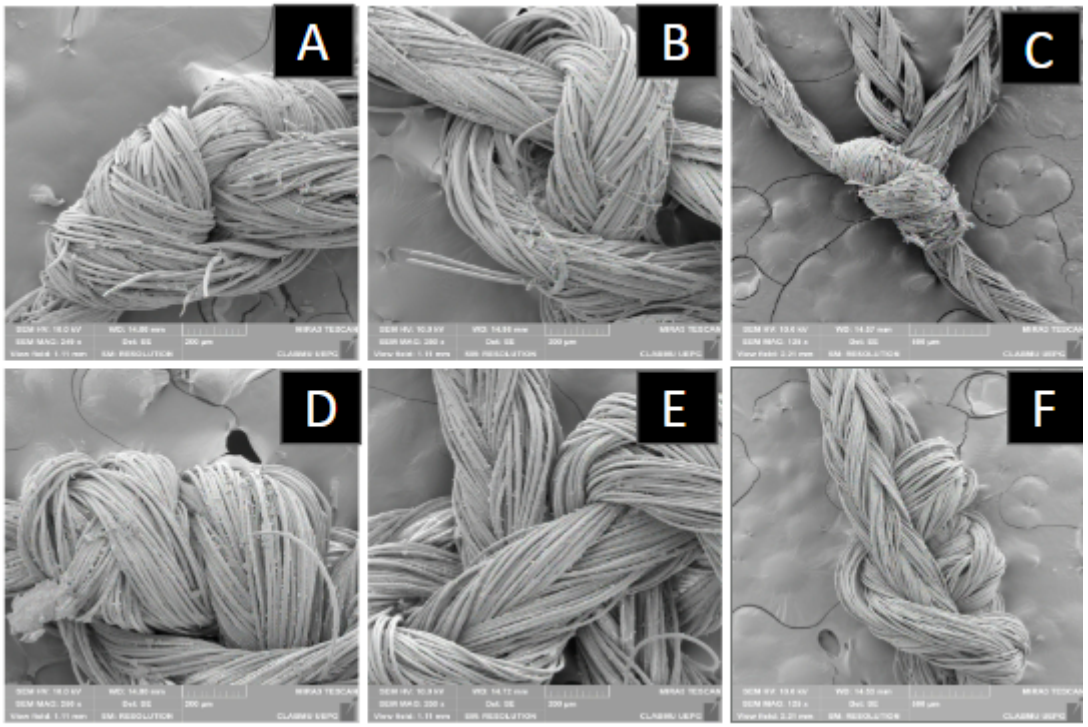
Figura 6 - PGA (A-D) nos dias 7, 14, 21 e 28; PGLA 910 (E-H) nos dias 7, 14, 21 e 28



Fonte: A autora (2026).

Figura 7 - Efeito da concentração de glicose sobre a morfologia de superfície do fio de sutura aos 28 dias

Figura 7 - PGA (A-C); PGLA 910 (D-F)



Fonte: A autora (2026).

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA E CORRELAÇÕES

A ANOVA de duas vias demonstrou efeitos significativos de tempo ($p < 0,001$), material ($p < 0,001$) e interação entre ambos ($p = 0,008$) sobre a carga máxima, enquanto a concentração de glicose isoladamente não apresentou efeito significativo ($p = 0,153$). O teste post hoc de Tukey indicou ausência de diferença entre T7 e T0 ($p = 0,080$), mas diferenças significativas a partir de T14 ($p < 0,001$). A correlação de Spearman revelou forte associação positiva entre carga máxima residual e pH para PGA ($\rho = 0,89$; $p < 0,001$) e PGLA 910 ($\rho = 0,86$; $p < 0,001$), conforme ilustrado na Figura 4.

4 DISCUSSÃO

O presente estudo investigou de forma sistemática e integrativa o perfil de degradação *in vitro* de dois dos materiais de sutura absorvíveis mais amplamente utilizados — PGA homopolímero e copolímero PGLA 910 — sob diferentes concentrações de glicose. Ao combinar análises mecânicas, químicas (pH) e morfológicas (MEV), este estudo exploratório fornece uma perspectiva multifacetada sobre o processo de degradação e o potencial impacto da hiperglicemia.

4.1 DESEMPENHO MECÂNICO E CINÉTICA DE DEGRADAÇÃO

Ambos os materiais mantiveram a resistência mecânica durante os primeiros 7 dias, sem alterações significativas em relação ao T0 (T7 vs. T0: $p = 0,080$). Esse achado indica que nenhum dos materiais sofreu degradação hidrolítica significativa na primeira semana sob as condições experimentais empregadas. Entretanto, a perda progressiva de resistência mecânica ocorreu a partir do dia 14, culminando em degradação quase completa entre o dia 21 e o dia 28.

O padrão de degradação progressiva observado neste estudo é consistente com o mecanismo hidrolítico autocatalítico relatado na literatura (Chu, 1981; Chu; Campbell, 1982). Szabelski e Karpinski (2024) observaram que fios de sutura SafilQuick+ (PGA) e MonosynQuick (gliconato) perderam resistência tênsil estatisticamente significativa dentro de 9–12 dias, enquanto Novosyn (PGLA 910) e Monoplus (PDS) mantiveram a resistência ao longo do período do estudo. Nossos achados estendem essa observação ao demonstrar que, sob condições de hiperglicemia, o PGLA 910 retém resistência residual 3,4 vezes maior que o PGA aos 28 dias, reforçando ainda mais a importância da seleção do polímero em pacientes com distúrbios metabólicos.

A aceleração da degradação após o dia 14 sugere um efeito de limiar crítico, no qual a acumulação de produtos de degradação ácidos catalisa a clivagem adicional de ligações éster, levando à rápida cisão da cadeia polimérica e à perda de integridade mecânica (Chu, 1981; Chu; Campbell, 1982; Pillai; Sharma, 2010).

4.2 DEGRADAÇÃO COMPARATIVA

O achado mais significativo deste estudo é a resistência superior do PGLA 910 à degradação hidrolítica em comparação ao PGA. No T28, o PGA reteve apenas 1,12 N (8,4% da resistência no T0), enquanto o PGLA 910 reteve 3,81 N (26,2% da resistência no T0). Embora ambos os materiais tenham sofrido degradação quase completa, o PGLA 910 demonstrou resistência residual 3,4 vezes maior que o PGA no T28, confirmando sua resistência superior à degradação hidrolítica.

Essa diferença é primariamente atribuível às distintas características estruturais químicas e físicas de cada polímero. O PGA, sendo um homopolímero com maior cristalinidade (aproximadamente 50%), possui uma estrutura molecular mais ordenada (Athanasiou *et al.*, 1998; Pillai; Sharma, 2010). Para poliésteres hidrofílicos como PGA e PGLA, a água penetra no material volumétrico em horas; portanto, a hidrólise é predominantemente mediada por volume desde o início (Falanga, 2005). A fissuração superficial observada por MEV é uma consequência da degradação volumétrica: à medida que o interior se degrada e perde massa, a casca externa colapsa e fissura. Isso não é erosão superficial (como visto em polianidridos), mas sim uma manifestação morfológica de hidrólise volumétrica heterogênea. As alterações superficiais mais pronunciadas observadas no PGA refletem esse mecanismo, à medida que a superfície do polímero se torna progressivamente comprometida, enquanto o material volumétrico pode reter integridade mecânica.

Em contraste, o PGLA 910, como copolímero contendo 10% de ácido láctico, exibe uma estrutura mais amorfa, o que pode facilitar a penetração de água através do volume do material (Gomes *et al*., 2023). Entretanto, ambos os polímeros sofrem erosão volumétrica; as diferenças na morfologia de superfície (PGA mais fissurado vs. PGLA mais preservado) podem ser atribuídas a diferenças na cinética de degradação, cristalinidade e taxa de difusão de oligômeros para fora da matriz polimérica, em vez de mecanismos de erosão fundamentalmente diferentes. Curiosamente, apesar dessa predisposição teórica à degradação volumétrica, o PGLA 910 demonstrou preservação superficial superior em comparação ao PGA.

Isso pode ser atribuído a diferenças na cinética de degradação, onde o PGLA 910 sofre degradação mais uniforme através do volume do material, potencialmente resultando em alterações superficiais menos dramáticas (Gopferich, 1996).

Esses achados são consistentes com estudos comparativos recentes sobre degradação de fios de sutura absorvíveis. Szabelski e Karpinski (2024) relataram que fios de sutura à base de PGLA mantiveram integridade mecânica superior em comparação aos seus equivalentes à base de PGA sob condições hidrolíticas, corroborando o desempenho superior do copolímero observado no presente estudo. Similarmente, o padrão de degradação progressiva e o papel crítico do pH na aceleração da cisão da cadeia polimérica alinham-se com o trabalho de von Burkersroda, Schedl e Gopferich (2002) e investigações mais recentes sobre adesivos cirúrgicos à base de poliuretano (Bremer *et a*l., 2023), que destacaram a importância da capacidade tamponante em testes pré-clínicos de degradação.

4.3 EFEITO DA HIPERGLICEMIA

A presença de glicose no meio de incubação não afetou significativamente a degradação de nenhum dos materiais, conforme evidenciado pelo efeito não significativo da concentração de glicose na ANOVA ($p = 0,153$). Esse achado sugere que a glicose isoladamente, nas concentrações testadas (0–600 mg/dL), não altera substancialmente a cinética de degradação hidrolítica desses materiais de sutura sob as condições experimentais empregadas.

Entretanto, o monitoramento do pH mostrou acidificação progressiva para ambos os materiais, consistente com a liberação de produtos de degradação ácidos. A forte correlação de Spearman ($\rho > 0,85$) entre força residual e pH confirma que o mecanismo de degradação é predominantemente governado por hidrólise autocatalítica, no qual subprodutos ácidos catalisam adicionalmente a clivagem de ligações éster. A degradação quase completa aos 28 dias sugere que o processo hidrolítico é significativamente mais rápido do que previamente relatado na literatura (Zhu *et al*., 2024; Falanga, 2005).

4.4 ANÁLISE MORFOLÓGICA E MECANISMOS DE DEGRADAÇÃO

A análise por MEV foi fundamental para elucidar como a degradação ocorre em nível microestrutural e para identificar a resistência superior do PGLA 910 à degradação superficial. Para o PGA, a degradação manifestou-se como erosões superficiais progressivas (T7–T14), progredindo para fissuras e delaminação em placas (T21), culminando em formação extensa de crateras e perda de massa no T28. Esse padrão é consistente com um mecanismo de erosão predominantemente superficial, onde a hidrólise procede da superfície externa para o interior, levando a alterações superficiais progressivamente mais severas (Falanga, 2005).

Para o PGLA 910, a degradação foi substancialmente menos aparente na superfície, com apenas rugosidade moderada e fissuração mínima observadas mesmo no T28. Isso sugere que o PGLA 910 sofre um processo de degradação mais uniforme através do volume do material, resultando em alterações superficiais menos dramáticas enquanto mantém resistência mecânica comparável (Gomes *et al.*, 2023).

A MEV também revelou um efeito claro da hiperglicemia sobre a morfologia. Para o mesmo material e condição de tempo, o aumento da concentração de glicose resultou em uma superfície mais rugosa com mais fissuras, erosões mais profundas e delaminação mais extensa, fornecendo forte evidência visual da aceleração da hidrólise. Curiosamente, embora a concentração de glicose isoladamente não tenha afetado significativamente as propriedades mecânicas na ANOVA ($p = 0,153$), as alterações morfológicas observadas sugerem que a hiperglicemia pode influenciar as características de superfície antes que o comprometimento mecânico se torne detectável.

Essa aparente discrepância pode ser explicada pelo fato de que a falha mecânica requer um limiar crítico de cisão da cadeia polimérica, enquanto alterações morfológicas de superfície — como fissuração e delaminação — podem ocorrer em estágios mais precoces da degradação. A superfície do polímero está diretamente exposta ao meio circundante, tornando-a mais suscetível aos efeitos de alterações induzidas pela glicose na atividade da água e nas interações

polímero-solvente, enquanto o material volumétrico pode reter sua integridade mecânica até que ocorra uma acumulação crítica de eventos de cisão de cadeia.

4.5 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Os resultados têm implicações clínicas diretas para o manejo cirúrgico de pacientes diabéticos ou hiperglicêmicos (Chen *et al.,* 2010). O achado de que o PGLA 910 demonstra resistência superior à degradação hidrolítica em comparação ao PGA sugere que o PGLA 910 pode oferecer uma margem de segurança maior para pacientes com diabetes ou hiperglicemia não controlada quando se requer integridade mecânica prolongada. Entretanto, a validação *in vivo* é essencial antes que recomendações clínicas definitivas possam ser feitas, pois as respostas inflamatórias e bioquímicas aos produtos de degradação (ácido glicólico vs. ácido láctico) também devem ser consideradas.

No entanto, os clínicos devem estar cientes de que ambos os materiais sofrem degradação quase completa em 4 semanas, e materiais de sutura alternativos devem ser considerados para procedimentos que exijam suporte mecânico prolongado (Gomes *et al.*, 2023). A preservação superficial superior do PGLA 910 pode traduzir-se em melhor resistência à colonização bacteriana (Lou et al., 2023), redução da reação de corpo estranho (Williams, 2008) e cinética de degradação mais previsível no ambiente clínico.

Contudo, a seleção do fio de sutura deve considerar um equilíbrio entre resistência, flexibilidade, taxa de degradação e estabilidade superficial, levando em conta o estado metabólico do paciente e os requisitos específicos do procedimento cirúrgico. O desenvolvimento de fios de sutura funcionais com propriedades antimicrobianas, como explorado por Lou *et al*. (2023), representa uma direção promissora para pesquisas futuras em pacientes diabéticos.

4.6 TRADUÇÃO PARA A PRÁTICA CLÍNICA

Os achados *in vitro* deste estudo fornecem uma base mecanística para a tomada de decisão clínica, mas a tradução para o cuidado do paciente requer consideração cuidadosa de vários fatores. Primeiro, a ausência de um efeito

significativo da glicose sobre a degradação mecânica (p = 0,153) sugere que, sob as condições *in vitro* controladas deste estudo, o efeito químico direto da glicose sobre a hidrólise da sutura é limitado. Entretanto, esse achado não exclui um papel clínico importante da hiperglicemia, pois elevações crônicas de glicose contribuem para a formação de produtos finais de glicação avançada, estresse oxidativo, disfunção microvascular, desregulação imune, reparo tecidual prejudicado e aumento da suscetibilidade a infecções (Millbourn; Cengiz; Israelsson, 2011; Peptan *et al.,* 2006).

No ambiente clínico, a hiperglicemia é o fator impulsionador das complicações diabéticas através de vias metabólicas alteradas que são ativadas devido a altas concentrações de glicose, e é impossível separar a hiperglicemia de suas complicações consequentes. Segundo, a resistência residual 3,4 vezes maior do PGLA 910 aos 28 dias indica que esse material pode oferecer uma margem de segurança maior em pacientes com cicatrização retardada, uma característica comum em populações diabéticas (Szabelski; Karpinski, 2024).

O padrão de degradação progressiva observado — manutenção da resistência durante a primeira semana seguida de declínio rápido após o dia 14 — alinha-se com a janela de maior demanda mecânica na maioria das feridas cirúrgicas (Falanga, 2005; Gomes *et al.*, 2023; Szabelski; Karpinski, 2024). Isso sugere que ambos os materiais oferecem suporte adequado durante a fase inicial crítica de cicatrização, mas o PGLA 910 oferece integridade estendida que pode ser particularmente valiosa em pacientes com risco de deiscência de ferida (Gopferich, 1996). Para avançar esses achados em direção à aplicação clínica, recomenda-se uma abordagem translacional escalonada, conforme previamente delineado para testes pré-clínicos de biomateriais (Chu; Campbell, 1982; Chen *et al*., 2010): (1) Validação *ex vivo* utilizando explantes de tecido diabético humano para avaliar interações sutura-tecido sob condições controladas; (2) Avaliação *in vivo* em modelos animais diabéticos para confirmar a cinética de degradação e a resposta tecidual em um ambiente fisiologicamente complexo (Katsikogianni; Missirlis, 2004); (3) Ensaios clínicos prospectivos comparando materiais de sutura em pacientes diabéticos submetidos a procedimentos cirúrgicos similares, com desfechos incluindo tempo de cicatrização, taxas de infecção e incidência de deiscência (Szabelski; Karpinski, 2024; Von Burkersroda; Schedl; Gopferich, 2002). Tais estudos não apenas validarão os achados presentes, mas também estabelecerão

diretrizes baseadas em evidências para a seleção de fios de sutura na crescente população diabética mundial (Szabelski; Karpinski, 2024).

4.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo apresenta limitações metodológicas inerentes ao seu delineamento *in vitro.* Primeiramente, o ambiente controlado de incubação em PBS não replica a complexidade do ambiente fisiológico humano, que envolve a presença de células imunes, enzimas proteolíticas e dinâmica de fluidos teciduais. Além disso, o estudo não avaliou a resposta inflamatória local aos produtos de degradação (ácido glicólico e ácido láctico) nem a resposta tecidual *in vivo*, fatores cruciais para a biocompatibilidade e cicatrização.

Adicionalmente, a ausência de um efeito estatisticamente significativo da glicose sobre a degradação mecânica ($p = 0,153$) pode ter sido influenciada pelo tamanho amostral ($n = 4$ por condição) ou pela duração do estudo, que se limitou a 28 dias. Estudos futuros com prazos mais longos e a inclusão de pontos de tempo intermediários (por exemplo, dia 10 e dia 24) poderiam caracterizar com maior precisão a cinética de degradação. Por fim, a utilização de um único lote comercial de cada fabricante pode limitar a generalização dos resultados, embora essa escolha tenha sido feita para garantir a padronização inicial das amostras.

5 CONCLUSÃO

A presente investigação estabelece que ambos os fios de sutura de PGA e PGLA 910 mantêm integridade mecânica durante os primeiros 7 dias de degradação *in vitro* (T7 vs. T0: $p = 0,080$), confirmando sua adequação para fechamento de feridas durante a fase inicial de cicatrização. A partir do dia 14, entretanto, ambos os materiais exibem perda progressiva de resistência, com degradação quase completa no dia 28 — o PGA retendo apenas 8,4% e o PGLA 910 retendo 26,2% da resistência tênsil inicial no T28 — demonstrando que nenhum dos materiais é adequado para aplicações que exijam suporte mecânico além de 3 semanas sob as condições experimentais empregadas.

O PGLA 910 superou consistentemente o PGA em todos os pontos de tempo, exibindo resistência residual 3,4 vezes maior no T28 (3,81 N vs. 1,12 N; $p < 0,001$), atribuível à sua estrutura copolimérica e cinética de degradação mais uniforme. Esses achados foram obtidos utilizando uma configuração de nó cirúrgico clinicamente relevante, que replica o ponto mais fraco da sutura e aumenta o valor translacional dos resultados.

A concentração de glicose isoladamente não influenciou significativamente a degradação ($p = 0,153$), indicando que a química do polímero, e não os níveis ambientes de glicose, é o principal determinante da resistência hidrolítica. A forte correlação positiva entre perda de resistência mecânica e acidificação do meio ($p = 0,86–0,89$; $p < 0,001$) corrobora a hidrólise autocatalítica como o mecanismo de degradação dominante para ambos os materiais.

Para pacientes com diabetes *mellitus* ou hiperglicemia não controlada, o PGLA 910 oferece integridade mecânica estendida em comparação ao PGA, o que pode ser vantajoso quando se requer suporte prolongado da ferida. Entretanto, os clínicos devem considerar que a escolha do material de sutura em pacientes diabéticos deve ser multifatorial, levando em conta não apenas as propriedades mecânicas, mas também a resposta inflamatória aos produtos de degradação e o estado metabólico geral do paciente. Ambos os materiais sofrem degradação quase completa em 4 semanas, exigindo a seleção de suturas alternativas para procedimentos que requeiram suporte prolongado.

A via translacional para esses achados requer validação sequencial: confirmação *ex vivo* em explantes de tecido diabético humano; avaliação *in vivo* em modelos animais diabéticos; e ensaios clínicos prospectivos comparando desfechos de cicatrização de feridas e taxas de complicações entre PGA e PGLA 910 em populações diabéticas. Investigações futuras devem incorporar fatores metabólicos adicionais como produtos finais de glicação avançada e mediadores inflamatórios, e incluir pontos de tempo intermediários (por exemplo, dia 10, dia 24) para caracterizar precisamente a cinética de degradação.

REFERÊNCIAS

ANDERSON, J. M.; SHIVE, M. S. Biodegradation and Biocompatibility of PLA and PLGA Microspheres. **Advanced Drug Delivery Reviews**, [S. l.], v. 64, p. 72–82, 2012. DOI: https://doi.org/10.1016/j.addr.2012.09.004.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS . **Standard Test Method for Tensile Properties of Yarns by the Single-Strand Method**. ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2021.

ATHANASIOU, K. A.; AGRAWAL, C. M.; BARBER, F. A.; BURKHART, S. S. Orthopaedic Applications for Biodegradable Polymers. **Arthroscopy,** [S. l.], v. 14, p. 726–737, 1998. DOI: https://doi.org/10.1016/S0749-8063(98)70015-8.

BOWKER, S. L. et al. Incidence of Diabetes in Colorectal Cancer Survivors. ***Journal of the National Cancer Institute***, [S. l.], v. 108, n. 6, p. djv402, 2016. DOI: https://doi.org/10.1093/jnci/djv402 .

BREMER, L.; HAGEMEISTER, K.; MOSS, M.; ERNST, L.; TOLBA, R. H.; JOCKENHOEVEL, S. *et al*. Long-Term Degradation Assessment of a Polyurethane-Based Surgical Adhesive—Assessment and Critical Consideration of Preclinical *In Vitro* and *In Vivo* Testing. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 14, p. 168, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb14030168.

BYRNE, M.; ALY, A. The Surgical Suture. **Aesthetic Surgery Journal**, [S. l.], v. 39, n. Supplement_2, p. S67–S72, 2019. DOI: 10.1093/asj/sjz036.

CHEN, X.; YANG, X.; PAN, J.; WANG, L.; XU, K. Degradation behaviors of bioabsorbable P3/4HB monofilament suture *in vitro* and *in vivo.* **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, [S. l.], v. 92B, n. 1, p. 202–209, 2010. DOI: 10.1002/jbm.b.31534. PMID: 19827032.

CHU, C. C. The *In Vitro* Degradation of Poly(Glycolic Acid) Sutures: Effect of pH. **Journal of Biomedical Materials Research**, [S. l.], v. 15, p. 795–804, 1981. DOI: https://doi.org/10.1002/jbm.820150604.

CHU, C. C. Mechanical Properties of Suture Materials: An Important Characterization. **Annals of Surgery**, [S. l.], v. 193, p. 365–371, 1981. DOI: https://doi.org/10.1097/00000658-198103000-00018.

CHU, C. C.; CAMPBELL, N. D. Scanning Electron Microscopic Study of the Hydrolytic Degradation of Poly(Glycolic Acid) Suture. **Journal of Biomedical Materials Research**, [S. l.], v. 16, p. 417–430, 1982. DOI: https://doi.org/10.1002/jbm.820160410.

DENNIS, C.; SETHU, S.; NAYAK, S.; MOHAN, L.; MUTHU, M. S.; VARMA, S. *et al.* Suture Materials—Current and Emerging Trends. **Biomedicine**, [S. l.], v. 11, p. 1405, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/biomedicine11051405.

DENG, M.; ZHANG, Y.; CHEN, S.; WU, T. *et al.* Influence of suture **size on the frictional performance of surgical suture evaluated by a penetration friction measurement approach. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [S. l.], v. 82, p. 109–115, 2018.

FALANGA, V. Wound Healing and Its Impairment in the Diabetic Foot. **Lancet**, [S. l.], v. 366, p. 1736–1743, 2005. DOI: https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)67700-8.

GOMES, A. M.; DA SILVA, D. F.; BEZERRA, F. J.; ZAMBUZZI, W. F. Nanohydroxyapatite-Coated Titanium Surface Increases Vascular Endothelial Cells Distinct Signaling Responding to High Glucose Concentration. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 14, p. 188, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb14040188.

GOPFERICH, A. Mechanisms of Polymer Degradation and Erosion. **Biomaterials**, [S. l.], v. 17, p. 103–114, 1996. DOI: https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)85755-3.

HAN, H. R. Antibiotic Action, Drug Delivery, Biodegradability, and Wound Regeneration Characteristics of Surgical Sutures and Cutting-Edge Surgical Suture Manufacturing Technologies. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 16, p. 135, 2025. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb16040135.

HARRIS, D. et al. Glucocorticoid-induced hyperglycemia is prevalent and unpredictable for patients undergoing cancer therapy: an observational cohort study.

Current Oncology, [S. l.], v. 20, n. 6, p. e532–e538, 2013. DOI: https://doi.org/10.3747/co.20.1499 .

INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION. IDF Diabetes Atlas. 10. ed. Brussels, Belgium: **International Diabetes Federation**, 2021.

KATSIKOGIANNI, M.; MISSIRLIS, Y. F. Concise Review of Mechanisms of Bacterial Adhesion to Biomaterials and of Techniques Used in Estimating Bacteria-Material Interactions. **European Cells and Materials**, [S. l.], v. 8, p. 37–57, 2004. DOI: https://doi.org/10.22203/eCM.v008a04.

KHEUR, S.; KHEUR, M.; MADIWAL, V.; SANDHU, R.; LAKH, T.; RAJWADE, J. *et al.* In Vitro Evaluation of Photofunctionalized Implant Surfaces in a High-Glucose Microenvironment Simulating Diabetics. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 14, p. 130, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb14030130.

KIM, J.; LIM, K. H. Prognostic Factors for Hyperglycemia in Patients Receiving Chemotherapy**. Cancer Nursing**, [S. l.], v. 46, n. 6, p. 463–470, 2023. DOI: https://doi.org/10.1097/NCC.0000000000001179.

LAVERY, Lawrence A.; REYES, Marcos C.; NAJAFI, Bahar; COYE, Thomas L.; CHUNG, James; SIAH, Monica C.; TARRICONE, Amanda N. The infected diabetic foot: Incidence and risk factors for dehiscence after surgery for diabetic foot infections. **Wound Repair and Regeneration**, [S. l.], v. 33, n. 1, 2025. DOI: 10.1111/wrr.13235.

LI, S.; MCCARTHY, S. Further Investigations on the Hydrolytic Degradation of Poly(DL-Lactide). **Biomaterials**, [S. l.], v. 20, p. 35–44, 1999. DOI: https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00127-6.

LOU, C. W.; LIN, J. H.; HSU, S. H.; CHEN, Y. S.; WANG, C. C.; CHANG, H. W. *et al.* Antibacterial Surgical Sutures Developed Using Electrostatic Yarn Wrapping Technology. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 14, p. 248, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb14050248.

MARTIN, E. T.; KAYE, K. S.; KNOTT, C.; NGUYEN, H.; SANTAROSSA, M.; EVANS, R. *et al*. Diabetes and Risk of Surgical Site Infection: A Systematic Review and

Meta-Analysis. **Infection Control & Hospital Epidemiology**, [S. l.], v. 44, p. 450–459, 2023.

MAURUS, P. B.; KAEDING, C. C. Bioabsorbable Implant Material Review. **Operative Techniques in Sports Medicine**, [S. l.], v. 12, p. 228–237, 2004.

MIDDLETON, J. C.; TIPTON, A. J. Synthetic Biodegradable Polymers as Orthopedic Devices. **Biomaterials**, [S. l.], v. 21, p. 2335–2346, 2000. DOI: https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00101-0.

MILLBOURN, D.; CENGIZ, Y.; ISRAELSSON, L. A. Risk factors for wound complications in midline abdominal incisions related to the size of stitches. **Hernia**, [S. l.], v. 15, n. 3, p. 261–266, 2011. DOI: 10.1007/s10029-010-0775-8. PMID: 21279664.

PEPTAN, L. A.; BICHARA, D. A.; VACANTI, C. A.; LANGER, R.; VACANTI, J. P. pH Effects on the Degradation of Poly(Lactic-Co-Glycolic Acid) In Vitro. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, [S. l.], v. 78, p. 388–398, 2006.

PIETRZAK, W. S.; EPPLEY, B. L. Stability of craniofacial PLLA/PGA copolymer bioabsorbable screws. **Journal of Craniofacial Surgery**, [S. l.], v. 17, n. 2, p. 331–336, 2006. DOI: 10.1097/00001665-200603000-00021. PMID: 16633186.

PILLAI, C. K. S.; SHARMA, C. P. Absorbable Polymeric Surgical Sutures: Chemistry, Production, Properties, Biodegradability, and Performance. **Journal of Biomaterials Applications**, [S. l.], v. 25, p. 291–366, 2010. DOI: https://doi.org/10.1177/0885328210383940.

SCRIBANTE, A.; GALLO, S.; PASCADOPOLI, M.; CHIESA, A.; ESPOSITO, M.; ZAMPETTI, P. *et al.* Microbiological and Clinical Assessments of Suture Materials and Cyanoacrylate Application in Impacted Third Molar Surgeries: A Scoping Review. **Journal of Functional Biomaterials**, [S. l.], v. 14, p. 529, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb14100529.

SZABELSKI, J.; KARPINSKI, R. Short-Term Hydrolytic Degradation of Mechanical Properties of Absorbable Surgical Sutures: A Comparative Study. **Journal of**

Functional Biomaterials, [S. l.], v. 15, p. 273, 2024. DOI: https://doi.org/10.3390/jfb15090273.

VON BURKERSRODA, F.; SCHEDL, L.; GOPFERICH, A. Why Degradable Polymers Undergo Surface Erosion or Bulk Erosion. **Biomaterials,** [S. l.], v. 23, p. 4221–4231, 2002.

WANG, B.; HUANG, Y.; CAI, Q.; DU, Z.; LI, X. Biomaterials for diabetic bone repair: Influencing mechanisms, multi-aspect progress and future prospects. **Composites Part B: Engineering**, [S. l.], v. 274, p. 111282, 2024. DOI: 10.1016/j.compositesb.2024.111282.

WILLIAMS, D. F. On the Mechanisms of Biocompatibility. **Biomaterials**, [S. l.], v. 29, p. 2941–2953, 2008. DOI: https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.04.023.

ZHU, Y.; LI, Y.; ZHOU, X.; LI, H.; GUO, M.; ZHANG, P. Glucose microenvironment sensitive degradation of arginine modified calcium sulfate reinforced poly(lactide-co-glycolic) composite scaffolds. **Journal of Materials Chemistry B,** [S. l.], v. 12, n. 2, p. 508–524, 2024. DOI: 10.1039/D3TB01595E. PMID: 38108579.

APÊNDICE A – TABELAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Tabela 1 – Desenho experimental do estudo

Material	Concentração de Glicose (mg/dL)	Tempo de Degradação (Dias)	Amostras por Condição (n)	Total de Amostras
PGA Homopolímero	0, 300, 600	0, 7, 14, 21, 28	4	3 × 5 × 4 = 60
Copolímero PGLA 910	0, 300, 600	0, 7, 14, 21, 28	4	3 × 5 × 4 = 60
Total				120

Fonte: A autora (2026).

Tabela 2 – Carga Máxima (N) – Média ± Desvio Padrão (n = 4)

Material	Tempo	0 mg/dL	300 mg/dL	600 mg/dL
PGA Homopolímero	T0	13,37 ± 1,00	13,37 ± 1,00	13,37 ± 1,00
	T7	13,45 ± 0,42	12,11 ± 2,51	12,59 ± 0,70
	T14	11,99 ± 0,87	11,32 ± 0,82	10,37 ± 1,53
	T21	5,83 ± 1,04	6,77 ± 0,96	5,91 ± 0,72
	T28	1,12 ± 0,48	1,16 ± 0,50	1,06 ± 0,64
Copolímero PGLA 910	T0	14,56 ± 1,11	14,56 ± 1,11	14,56 ± 1,11
	T7	13,83 ± 1,43	13,48 ± 0,93	13,80 ± 1,68
	T14	12,53 ± 0,31	11,86 ± 0,72	10,72 ± 0,76
	T21	8,15 ± 0,61	7,55 ± 0,56	8,67 ± 1,08
	T28	3,81 ± 0,66	3,69 ± 0,39	3,23 ± 0,59

Fonte: A autora (2026).

Tabela 3 – Perda Percentual de Resistência em Relação ao Basal (T0) ao Longo de 28 Dias

Material	Tempo	0 mg/dL	300 mg/dL	600 mg/dL
PGA Homopolímero	T7	0,6%	9,4%	5,8%
	T14	10,4%	15,3%	22,5%
	T21	56,4%	49,3%	55,8%
	T28	91,6%	91,3%	92,1%
Copolímero PGLA 910	T7	+5,0%	7,4%	5,2%
	T14	13,9%	18,5%	26,4%
	T21	44,0%	48,1%	40,5%
	T28	73,8%	74,7%	77,8%

Fonte: A autora (2026).
Nota: Valores negativos indicam um aumento na resistência em relação ao T0.

Tabela 4 – Deformação na Carga Máxima (%) – Média ± DP

Material	Tempo	0 mg/dL	300 mg/dL	600 mg/dL
PGA	T0	32,28 ± 11,80	32,28 ± 11,80	32,28 ± 11,80
	T7	28,29 ± 6,92	28,44 ± 11,21	27,63 ± 4,42
	T14	24,33 ± 2,99	20,53 ± 2,55	24,63 ± 3,13
	T21	11,72 ± 2,15	10,06 ± 1,14	11,64 ± 2,39
	T28	1,53 ± 2,90	4,57 ± 3,80	4,86 ± 4,73
PGLA 910	T0	27,44 ± 11,30	27,44 ± 11,30	27,44 ± 11,30
	T7	27,57 ± 4,16	27,72 ± 3,98	28,12 ± 5,02
	T14	24,62 ± 3,10	24,13 ± 4,22	25,01 ± 3,87
	T21	12,38 ± 3,45	10,98 ± 2,78	11,91 ± 3,22
	T28	10,78 ± 3,21	15,21 ± 8,78	8,60 ± 3,28

Fonte: A autora (2026).

Nota: Alta variabilidade foi observada para o PGLA 910 no T28 sob 300 mg/dL de glicose (15,21 ± 8,78%), principalmente devido a uma amostra exibindo deformação maior (27,77%) em comparação com as outras três (9,02–14,77%). A exclusão do outlier resultaria em 11,02 ± 3,34%.

Tabela 5 – pH do Meio – Valores Medidos (Média de 4 amostras)

Material	Tempo	0 mg/dL	300 mg/dL	600 mg/dL
PGA Homopolímero	T0	7,40	7,40	7,40
	T7	6,94	6,95	7,09
	T14	6,83	6,85	6,92
	T21	6,83	6,85	6,79
	T28	6,69	6,68	6,66
Copolímero PGLA 910	T0	7,40	7,40	7,40
	T7	6,94	7,02	6,90
	T14	6,83	6,84	6,81
	T21	6,88	6,82	6,80
	T28	6,77	6,78	6,71

Fonte: A autora (2026).

Tabela 6 – ANOVA de Duas Vias (Tempo × Glicose × Material) – Força

Fonte de Variação	gl	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	Valor F	Valor de p
Material	1	60,0	60,0	58,76	< 0,001 ***
Tempo	4	2262,8	565,7	554,10	< 0,001 ***
Glicose	2	3,9	2,0	1,92	0,153
Material:Tempo	4	15,0	3,7	3,67	0,008 **
Material:Glicose	2	0,3	0,2	0,16	0,850
Tempo:Glicose	8	11,8	1,5	1,45	0,188
Material:Tempo:Glicose	8	5,4	0,7	0,67	0,719
Resíduos	90	91,9	1,0	—	—

Fonte: A autora (2026).
Níveis de significância: * p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001.

Tabela 7 – Teste de Kruskal-Wallis

Material	Fator	Estatística H	gl	Valor de p
PGA	Tempo	50,68	4	< 0,001
PGLA 910	Tempo	52,77	4	< 0,001

Fonte: A autora (2026).
Nota: O fator 'Glicose' não foi testado. O teste de Kruskal-Wallis foi usado como alternativa não paramétrica para confirmar a significância do fator 'Tempo' para cada material separadamente. A análise do fator 'Glicose' e das interações foi realizada usando ANOVA de duas vias (Tabela 6).

Tabela 8 – Teste Post-hoc de Tukey – Fatores Individuais

Fator	Comparação	Diferença	IC 95%	Valor de p
Material	PGLA_910 - PGA	1,41	1,05 a 1,78	< 0,001
Tempo	7 - 0	−0,76	−1,57 a 0,06	0,080
	14 - 0	−2,50	−3,32 a −1,69	< 0,001
	21 - 0	−6,82	−7,63 a −6,01	< 0,001
	28 - 0	−11,63	−12,44 a −10,81	< 0,001
	14 - 7	−1,75	−2,56 a −0,93	< 0,001
	21 - 7	−6,07	−6,88 a −5,25	< 0,001
	28 - 7	−10,87	−11,68 a −10,06	< 0,001
	21 - 14	−4,32	−5,13 a −3,51	< 0,001
	28 - 14	−9,12	−9,93 a −8,31	< 0,001
	28 - 21	−4,80	−5,62 a −3,99	< 0,001
Glicose	300 - 0	−0,28	−0,81 a 0,26	0,443
	600 - 0	−0,44	−0,98 a 0,10	0,135
	600 - 300	−0,16	−0,70 a 0,38	0,757

Fonte: A autora (2026).

Tabela 9 – Correlação de Spearman (Força × pH)

Material	ρ (rho)	IC 95%	Estatística	Valor de p	Interpretação
PGA	0,89	0,82–0,95	30,1	< 0,001	Correlação positiva muito forte
PGLA 910	0,86	0,85–0,96	40,0	< 0,001	Correlação positiva muito forte

Fonte: A autora (2026).