

BIOMATERIAIS METÁLICOS: CONCEITO, FUNCIONAMENTO E APLICAÇÕES

METALLIC BIOMATERIALS: CONCEPT, FUNCTION AND APPLICATIONS

Caetano Dartiere Zulian Fermino¹
 Matheus Augusto Santos Antoniazzi²
 Inácio Zapparoli Bardini³
 Emmanuel Zullo Godinho⁴
 José Augusto de Carvalho Dias⁵

Resumo – Apesar de se ter registros da utilização dos biomateriais desde a antiguidade, foi a partir do século XIX que foram largamente utilizados na área da medicina através de implantes e cirurgias. Em linhas gerais, são materiais que interagem com seres vivos e substituem parte de um sistema fisiológico, levando em conta a biocompatibilidade. Sendo assim, este trabalho busca compreender o conceito dos biomateriais através de uma análise histórica e como a biocompatibilidade influencia nas aplicações médicas, bem como analisar a atuação no mercado em vista das necessidades atuais. Esses fatores serão discorridos mediante à verificação das principais propriedades e aplicações dos diferentes tipos de ligas utilizadas como referência, buscando fontes e conceitos que embasem o exposto. A metodologia adotada foi revisão bibliográfica, com pesquisas e consultas a sites, artigos, revistas e monografias online. Dessa forma, verificou-se que a biocompatibilidade é essencial para o sucesso da implementação de um biomaterial, também foi possível observar a importância das ligas supracitadas para a saúde humana. Por fim, foi definida a necessidade de pesquisas e inovações constantes na área a fim de se aprimorar as tecnologias aplicadas.

Palavras-chave: Biomateriais. Biocompatibilidade; Ligas metálicas; Revisão Bibliográfica; Pesquisas e inovação.

Abstract - Although there are records of the use of biomaterials since ancient times, it was from the 19th century on that they were widely used in medicine through implants and surgeries. In general terms, they are materials that interact with living beings and replace part of a physiological system, taking into account biocompatibility. Therefore, this work is aimed at understanding the concept of biomaterials through a historical analysis and how biocompatibility influences medical applications, as well as analyzing market performance in

¹ Técnico em Química (Colégio Athena), Estudante de Bacharelado em Engenharia Química (UNISAGRADO/BAURU/SP). Contato: ferminocaetano867@gmail.com.

² Estudante de Bacharelado em Engenharia Química (UNISAGRADO/BAURU-SP); Estudante de Bacharelado em Física (UNIFRAN/Polo UVR Cruzeiro do Sul Virtual); Estudante de Licenciatura em Pedagogia (UNIFRAN/Polo UVR Cruzeiro do Sul Virtual). Contato: augustoantoniazzi04@gmail.com

³ Estudante de Bacharelado em Engenharia Química (UNISAGRADO/BAURU-SP). Contato inaciobardini@gmail.com

⁴ Docente (ESG UNISAGRADO); Doutor em Engenharia Mecânica (EESC-USP/São Carlos-SP/BRASIL). Contato: joseaugusto.cdias@gmail.com

view of current needs. These factors will be discussed by verifying the main properties and applications of the different types of alloys used as a reference, looking for sources and concepts to support the above. The methodology adopted was a bibliographic review, with research and consultation of websites, articles, journals and online monographs. Thus, it was found that biocompatibility is essential for the successful implementation of a biomaterial, and it was also possible to observe the importance of the aforementioned alloys for human health. Finally, it was defined the need for constant research and innovation in the area in order to improve the technologies applied.

Keywords: Biomaterials. Biocompatibility; Metallic alloys; Bibliographic review; Research and Innovation

I. INTRODUÇÃO

De acordo com Pires, Bierhalz e Moraes (2015), o uso de biomateriais não é recente, e sua aplicação na correção dos mais diversos tipos de problemas relacionados à saúde humana remonta à antiguidade. O desenvolvimento inicial de implantes metálicos, foi para suprir demandas de reparos ósseos, como por exemplo, fixação de fraturas internas de ossos longos. Entretanto, quase nenhuma tentativa de implante de dispositivos metálicos como pinos ósseos feitos de ferro, ouro ou prata teve sucesso até as técnicas assépticas de cirurgias serem implementadas por volta de 1860 (Park & Lakes, 2007).

Desde então, os biomateriais metálicos têm predominado em cirurgias ortopédicas, incluindo placas ósseas, pinos e parafusos até implantes permanentes para substituição total de articulações (Mazzocca *et al.*, 2003). Ainda, metais também encontraram espaço para aplicações em práticas ortodônticas, como obturações e raízes dentárias (Rupp *et al.*, 1996). Existem também biomateriais como a quitosana e seus derivados, que estão sendo utilizados para incorporar argamassas de cimento, demonstrando a variedade de aplicações dos biomateriais (Silva, Hernández & Farias, 2023).

Von Recum e Jacobi (1999) afirmam que no campo legal, tais dispositivos médicos são definidos como qualquer instrumento, aparato, implemento, máquina, ferramenta, implante, calibrador, software, material ou artigos relacionados, desenvolvidos para serem usados, sozinhos ou em conjunto, em seres humanos para um ou mais propósito específico de diagnóstico, prevenção, monitoramento, tratamento, investigação, suporte, sustento da vida ou desinfecção.

Segundo Williams (1987), a biocompatibilidade cobre todos os aspectos da função do dispositivo, incluindo a interação de células e tecidos com o biomaterial implantado. Logo, projetos de dimensionamento de peças que levam em conta a geometria, controles mecânicos e elétricos são fundamentais, já que os requisitos para a biocompatibilidade são restritos.

Sendo assim, este trabalho busca compreender o conceito dos biomateriais através de uma análise histórica e como a biocompatibilidade influencia nas aplicações médicas, bem como analisar a atuação no mercado em vista das necessidades atuais. Esses fatores serão discorridos mediante à verificação das principais propriedades e aplicações dos diferentes tipos de ligas utilizadas como referência, buscando fontes e conceitos que embasem o exposto.

II. METODOLOGIA

O intenso crescimento observado no mercado de biomateriais é atribuído a três motivos principais: o envelhecimento da população mundial, com a elevação da expectativa de vida; o aumento do poder aquisitivo e do padrão de vida nos países em desenvolvimento, que facilitam o acesso ao tratamento de diversos tipos de enfermidades; e as melhorias tecnológicas na abordagem de doenças anteriormente vistas como não tratáveis (Pires *et al.*, 2015).

De acordo com dados de Ratner *et al.* (2013), é estimado anualmente o emprego de cerca de 1 bilhão de catéteres, 150 milhões de lentes de contato e 7 milhões de lentes intraoculares. Na faixa de 1 a 2,5 milhões de unidades destacam-se as próteses de quadril, joelho e ombro, dispositivos para hemodiálise e oxigenação sanguínea, stents cardiovasculares, parafusos e placas de fixação óssea, tubos auriculares e dispositivos intrauterinos. Marca passos, implantes de mama, válvulas cardíacas, próteses para vasos sanguíneos, discos e dispositivos de fusão para coluna vertebral, desfibriladores implantáveis, prótese coclear e telas para cirurgia de hérnia são utilizados na ordem de magnitude de 2 a 7 centenas de milhares de unidades.

Dessa forma, os autores buscaram trabalhos científicos relacionados aos biomateriais metálicos para fundamentar sua descrição teórica exposta nos resultados.

III. RESULTADOS

Apesar da grande variedade de ligas metálicas, nesse presente trabalho serão abordados alguns tipos de ligas a fim de se compreender mais especificamente suas propriedades e aplicações, sendo elas: ligas de titânio, de níquel-titânio e por fim, ligas de magnésio.

3.1 Ligas de Titânio

O titânio é um elemento pertencente ao grupo dos metais de transição na tabela periódica. Embora possua um diâmetro mediano e densidade intermediária, o titânio é relativamente leve em comparação com outros elementos dos metais de transição. Apesar de sua grande ductilidade, o metal apresenta menor resistência em comparação com sua utilização em ligas, o que favorece amplamente sua procura para a produção desse tipo de material (Froes, 2015).

O titânio, em sua forma pura, pode apresentar duas estruturas cristalinas diferentes quando sólido: a hexagonal compacta (HC) na classe alfa (α) e a cúbica de corpo centrado (CCC) na classe beta (β), conforme evidenciado. Além disso, ao ser usado em ligas, além das outras duas citadas, o titânio também pode formar a classe alfa-beta ($\alpha\text{-}\beta$). A classe alfa é obtida quando a estrutura é resfriada lentamente, produzindo uma liga com maior dureza e resistência. Por outro lado, a classe beta é obtida quando a liga é resfriada rapidamente, o que propicia um material mais maleável e fácil de trabalhar (Wei; Wang; Zeng, 2017).

As ligas de titânio do tipo beta são amplamente empregadas em aplicações médicas devido à sua excelente biocompatibilidade, permitindo contato com tecidos biológicos com reatividade reduzida e propriedades físicas e mecânicas superiores (Rack & Qazi, 2006).

Essas ligas podem ser produzidas com diferentes quantidades de elementos de liga, incluindo alumínio, vanádio, molibdênio e nióbio, para aprimorar ainda mais suas propriedades. Elas são utilizadas em implantes médicos, como por exemplo, em

próteses ortopédicas, devido à sua elevada resistência à fadiga e corrosão, baixa densidade e habilidade de suportar altas cargas (Pesode & Barve, 2023).

Isso resulta em um número crescente de aplicações no campo da saúde, especialmente devido ao envelhecimento populacional, aumento da expectativa de vida e aumento do peso médio. A procura por implantes realizados com a inserção de bio-dispositivos para substituição de articulações tem aumentado, e várias ligas de biomateriais metálicos podem ser usadas para criar esses dispositivos, como a liga Co-Cr-Mo, aço inoxidável, Au-Pd e titânio. No entanto, a liga de titânio é a mais adequada, pois possui o menor módulo de elasticidade, maior resistência à corrosão e maior biocompatibilidade (Rack & Qazi, 2006).

Quando implantadas no corpo humano, as ligas de titânio são capazes de interagir com o tecido que está ao seu redor e outras estruturas biológicas, permitindo a formação de uma ligação forte e duradoura, através da produção de óxido de titânio em sua superfície por meio dessa interação. A osseointegração, é um processo crucial para o sucesso de implantes, próteses de quadril e outros dispositivos biomédicos (Huang; Wu; Lin, 2015).

Além do uso em atividades médicas, as ligas de titânio tipo beta são amplamente empregadas na odontologia, em virtude das mesmas propriedades mecânicas e de biocompatibilidade já mencionadas anteriormente. As mais comuns são Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb, e são utilizadas na fabricação de implantes dentários, próteses fixas e removíveis, fios ortodônticos, entre outros. A fabricação dessas ligas, tanto para uso odontológico quanto médico, envolve principalmente técnicas de fundição, usinagem, sintetização e fresagem, dependendo das características requeridas do produto para sua finalidade (Rodrigues & Da Silva, 2013).

3.2 Ligas Níquel-Titânio (Ni-Ti)

3.2.1 Propriedades dos metais e das ligas Ni-Ti

A fim de se compreender os atributos da liga níquel-titânio, é interessante entender as propriedades particulares dos dois elementos. O metal níquel tem uma temperatura de fusão em torno de 1453 °C, tem resistência à corrosão e oxidação, sendo muito úteis na formação de ligas (como é o caso do artigo em questão) ou sem nenhum outro elemento, além de ser utilizado majoritariamente nas indústrias siderúrgicas (Andrade, 2000).

Já de acordo com Baltar *et al* (2008), o titânio configura-se como um metal extensivamente empregado em próteses odontológicas e na aeronáutica, visto que é um elemento com alta densidade e temperatura de fusão (1670 °C) elevada, sendo duro e resistente à corrosão e deformações. Ademais, é um metal que se adapta a situações distintas através dos biomateriais e suas ligas. Ainda pode-se dizer que possui aplicação em diversos setores industriais, como metalúrgicas e indústrias químicas.

As ligas Ni-Ti pertencem à categoria das ligas inteligentes visto que se enquadram no Efeito de Memória de Forma (EMF), apresentando recuperação da sua forma original ao sofrer um aquecimento a temperaturas extremamente elevadas. Como outra propriedade têm-se a superelasticidade, ou seja, mesmo que a estrutura sofra deformações mecânicas ainda sim é possível que ela volte ao seu estado original. Além do supracitado, essas ligas apresentam boa biocompatibilidade e biofuncionalidade, isto é, interagem positivamente com as células e tecidos vivos com o biomaterial implantado, bem como se comportam e funcionam corretamente no organismo hospedeiro (Rodrigues, 2016).

Para que essas ligas se enquadrem no efeito supracitado, têm-se a existência de duas fases ou também chamadas de estruturas cristalinas, sendo elas a martensítica - de menor temperatura e estrutura monoclinica, e a austenítica - de maior temperatura e estrutura cristalina cúbica. A transformação entre cada um se dá através do aquecimento e resfriamento, visto que com o aumento da temperatura (chamado de temperatura de transformação) ocorre a transição da martensita para a austenita, acontecendo o mesmo com o resfriamento, sendo agora a conversão da austenita para a martensita. Essas transformações não proporcionam quebras de ligações ou danos estruturais, permitindo que se tenha o efeito de memória de forma (Villarinho *et al.*, 2010).

3.2.2 Processos de fabricação

Para fabricação dessa liga, Rodrigues (2016) evidencia a necessidade de fundição por meio de indução a alta frequência, para conseguintemente realizar a laminação em forma de barras ou placas em temperaturas não tão elevadas para evitar oxidação dos metais, com o consequente resfriamento. Em sequência ocorre a trefilação para diminuir a largura e aumentar o comprimento a fim de ser mais resistente à tração e se aproximar do formato de fios. Para Nascimento (2019) a usinagem por meio da soldagem configura-se como o estágio final de confecção para manter as propriedades funcionais referente às ligas de memória de forma.

3.2.3 Aplicações e tecnologias inerentes

No âmbito das aplicações e tecnologias propriamente ditas, Quintão e Brunharo (2009) pontuam a implementação da liga Ni-Ti em fios ortodônticos, tendo em vista sua alta superelasticidade e baixa rigidez, favoráveis à manipulação e utilização para o alinhamento do arco dentário. Também é analisado o grau de resiliência dessa liga, ou seja, a energia que é armazenada e transferida pela estrutura metálica tornando possível a movimentação dos dentes, sendo um dos critérios iniciais que o ortodontista adere para escolha do fio a ser empregado.

No que tange aos stents – dispositivos metálicos, Vechietti *et al.* (2012) pontua sua utilização para desobstrução das artérias. Em primeira instância, sua alta biocompatibilidade favorece a não degradação e garante estabilidade em face às condições que o organismo humano apresenta. Ademais, sua capacidade de resistência à corrosão torna essa liga potencialmente eficiente, contudo requer um tratamento térmico, para evitar a possibilidade de que íons de níquel sejam liberados no organismo, a fim de minimizar reações alérgicas e rejeições do corpo humano.

3.3 Ligas de magnésio

O magnésio é um metal estrutural leve (de acordo com a densidade apresentada na Figura 1), em que está sendo amplamente utilizado em componentes de ligas leves nas indústrias. O elemento é descrito na tabela periódica como o símbolo químico Mg e número atômico igual a 12. Assim, pertencendo ao grupo 2 da tabela, recebendo as características do metal alcalino-terroso. Por fim sua estrutura cristalina é descrita como hexagonal compacta (Kleiner e Uggowitzer, 2004). Além de seu desempenho, as ligas de magnésio ganharam força pôr o material estar na colocação de 8º elemento mais abundante na natureza, sendo encontrado na composição de minerais rochosos ou dissolvidos na água do mar, leitos salinos e águas salinas subterrâneas (Davies & Elsevker, 2003).

Figura 1 – Propriedades físicas do magnésio puro

| Propriedade | Valor |
|--|---------------------------------------|
| Coloração | Cinza prateado |
| Densidade (Temperatura ambiente) | 1,738 g/cm ³ |
| Temperatura de fusão | 650 °C ± 5 °C |
| Estrutura cristalina | HCP |
| Calor de fusão | 370 ± 15 kJ/kg |
| Coeficiente de expansão linear | 26 x 10 ⁻⁸ K ⁻¹ |
| Contração (sólido-líquido) | 4,2% |
| Capacidade calorífica (a 20 °C) | 1,05 kJ.(kg.K) ⁻¹ |
| Condutividade térmica (a 20 °C) | 155 W.km ⁻¹ |
| Módulo de elasticidade | 45 GPa |
| Limite de escoamento | 90 a 105 MPa |
| Limite de resistência | 160 a 195 MPa |
| Energia de defeito de empilhamento (a 25 °C) | 125 mJ/m ² |

Fonte: Kleiner e Uggowitzer, 2004.

Por possuir uma estrutura hexagonal compacta, tal elemento não se restringe somente à área da saúde, mas também nas indústrias automobilísticas, pois devido ao seu peso leve e sua resistência são utilizados em componentes fundidos, assim como em peças automotivas oferecendo exclusividade em seu desempenho, diminuindo o consumo de combustível e aumentando a capacidade de transporte. Devido às características mecânicas satisfatórias combinadas a baixas densidades, atribuindo resistência mecânica a componentes leves (Mordike *et al.*, 2001).

Com isso o magnésio, foi descrito como o metal mais leve utilizado nas aplicações estruturais automobilísticas e até mesmo aeroespaciais, com isso diversas companhias adotaram as ligas de magnésio em componentes dos automóveis como: painéis de instrumentos, caixa de transferência e componentes de direção (Luo, 2012). As ligas de magnésio constituídas pelo sistema Mg-Al-Zn, na condição de produto trabalhado ou fundido são utilizados inclusive em equipamentos de transporte aéreos ou terrestres. Entre elas temos a liga forjada AZ61, que pode ser utilizada na parte interna das portas de automóveis, gabinetes de computadores, câmeras e até mesmo em algumas estruturas de aeronaves. As ligas comerciais AZ61 contém alumínio, zinco e manganês, sendo considerável uma liga deformável, oferecendo leveza em suas aplicações, além de apresentar bom desempenho quando exposta a forças de deformidade em estado recocido, quando principalmente comparada a outros tipos de ligas de magnésio, com isso chamando atenção nas aplicações para conformações mecânicas em processos de forjamento e extrusão (Skubisz *et al.*, 2006).

IV. CONCLUSÃO

Em resumo, os biomateriais desempenham um papel essencial na saúde, pois permitem a substituição de tecidos danificados e ajudam a restaurar as funções corporais humanas. Os implantes metálicos têm sido amplamente utilizados desde a antiguidade e através dos avanços modernos, oferecendo soluções permanentes e eficazes. A biocompatibilidade desses materiais é fator crucial para o sucesso dos implantes e garante que não haja efeito nocivo ou rejeição pelo organismo.

Para avançar na medicina regenerativa e melhorar a qualidade de vida dos pacientes, é necessário um investimento contínuo em pesquisa e desenvolvimento de

biomateriais, incluindo ligas metálicas. Esses avanços têm o potencial de revolucionar a assistência médica, fornecendo soluções personalizadas e eficazes para os desafios clínicos. Além das tradicionais aplicações ortopédicas e ortodônticas, os biomateriais metálicos também são utilizados em cirurgias de reconstrução de tecidos e órgãos, ampliando as possibilidades terapêuticas.

V. REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, P. C. DE; REIS, A. G. DOS. O titânio e suas ligas na implantodontia atual e sua caracterização diante das opções de tratamento de superfície. **Clínica e Pesquisa em Odontologia - UNITAU**, v. 9, n. 1, p. 66–72, 11 dez. 2018.
- ANDRADE, M. L. A. DE *et al.* Níquel: novos parâmetros de desenvolvimento. maio 2000.
- BALTAR, C. A. M. *et al.* Titânio: minerais de titânio. Em: [s.l.] CETEM/MCTI, 2008.
- DAVIES, G.; ELSEVKER G. **Magnesium Materials for automotive bodies**. London,
- BALTAR, C. A. M. *et al.* Titânio: minerais de titânio. Em: [s.l.] CETEM/MCTI, 2008.
- DAVIES, G. **Materials for automobile bodies**. 2. ed ed. Amsterdam: Elsevier/Butterworth-Heinemann, 2012.
- FROES, F. H. (ED.). **Titanium: Physical Metallurgy, Processing, and Applications**. [s.l.] ASM International, 2015.
- KLEINER, S.; UGGOWITZER, P. J. Mechanical anisotropy of extruded Mg–6% Al–1% Zn alloy. **Materials Science and Engineering: A**, v. 379, n. 1, p. 258–263, 15 ago. 2004.
- LUO, A. A. Applications: aerospace, automotive and other structural applications of magnesium. Em: **Fundamentals of Magnesium Alloy Metallurgy**. [s.l.] Elsevier, 2013. p. 266–316.
- MAZZOCCA, A. D. *et al.* Principles of Internal Fixation. Em: **Skeletal Trauma**. [s.l.] Elsevier, 2009. p. 83–141.
- MORDIKE, B. L.; EBERT, T. Magnesium. **Materials Science and Engineering: A**, v. 302, n. 1, p. 37–45, abr. 2001.
- NASCIMENTO, A. M. DO. Desenvolvimento de malhas flexíveis de ligas com memória de forma níquel-titânio (Ni-Ti) para aplicações biomédicas. 28 fev. 2019.
- PARK, J. B.; LAKES, R. S. **Biomaterials: an introduction**. 3rd ed ed. New York: Springer, 2007.
- PESODE, P.; BARVE, S. A review—metastable β titanium alloy for biomedical applications. **Journal of Engineering and Applied Science**, v. 70, n. 1, p. 25, dez. 2023.
- PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES, Â. M. **BIOMATERIALS: TYPES, APPLICATIONS, AND MARKET**. Química Nova, 2015.

QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 14, n. 6, p. 144–157, dez. 2009.

RACK, H. J.; QAZI, J. I. Titanium alloys for biomedical applications. **Materials Science and Engineering: C**, v. 26, n. 8, p. 1269–1277, set. 2006.

RATNER, B. D. (ED.). **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**. 3rd ed ed. Amsterdam ; Boston: Elsevier/Academic Press, 2013.

RODRIGUES, M. C. M. Efeito do treinamento por ciclagem pseudoelástica nas propriedades mecânicas e funcionais de uma liga de níquel-titânio. 29 abr. 2016.

RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; GECKELER, K. E. Dental implant materials: Surface modification and interface phenomena. **Advanced Materials**, v. 8, n. 3, p. 254–257, mar. 1996.

SKUBISZ, P.; SIŃCZAK, J.; BEDNAREK, S. Forgeability of Mg–Al–Zn magnesium alloys in hot and warm closed die forging. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 177, n. 1–3, p. 210–213, jul. 2006.

VECHIETTI, F. A. et al. Tratamento térmico em stents de nitinol submetidos a ensaios de corrosão. **Revista Ciencia E Tecnologia**, 11 dez. 2012.

VILLARINHO, D. et al. Caracterização parcial de liga Nitinol atuador através de pontos críticos de transformação de fases utilizando calorimetria diferencial de varredura. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, v. 6, n. 1, p. 1–10, 6 jul. 2010.

VON RECUM, A.; JACOBI, J. E. (EDS.). **Handbook of biomaterials evaluation: scientific, technical, and clinical testing of implant materials**. 2nd ed ed. Philadelphia, PA: Taylor & Francis, 1999.

WEI, K.; WANG, Z.; ZENG, X. Effect of heat treatment on microstructure and mechanical properties of the selective laser melting processed Ti-5Al-2.5Sn α titanium alloy. **Materials Science and Engineering: A**, v. 709, p. 301–311, 2 jan. 2018.

WILLIAMS, D. F.; EUROPEAN SOCIETY FOR BIOMATERIALS (EDS.). **Definitions in biomaterials: proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials, Chester, England, March 3-5, 1986**. Amsterdam ; New York: Elsevier, 1987.

Williams, D.F. **Definitions in Biomaterials**, Elsevier, Amsterdam, 1987.

VI. AGRADECIMENTOS

Agradecemos em nome de todos o auxílio do professor Emmanuel e Professor José Augusto de Carvalho Dias do Centro Universitário do Sagrado Coração – UNISAGRADO no desenvolvimento do trabalho

VII. COPYRIGHT

Direitos autorais: O(s) autor(es) é(são) o(s) único(s) responsável(is) pelo material incluído no artigo.