



Studi Pengaruh Penambahan Komposisi Nano Hidroksiapatit pada Campuran *Poly lactide* dan *Poly ϵ -Caprolactone* terhadap Laju Degradasi Fiksasi Internal Pelat Tulang

Solechan^{1,2*}, Andri Cahyo Kumoro^{1,3}, Sumardi Sumardi^{1,4}, Agus Suprihanto^{1,2}, Sulardjaka^{1,2}

¹Program Studi Program Profesi Insinyur Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro,
Jl. Prof. Soedarto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

²Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro,
Jl. Prof. Soedarto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

³Departemen Teknik Kimia Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro,
Jl. Prof. Soedarto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

⁴Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro,
Jl. Prof. Soedarto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

*Corresponding author: solechan@unimus.ac.id

(Received: July 30, 2025; Accepted: September 23, 2025)

Abstract

Study of the Effect of Adding Nano Hydroxyapatite Composition to a Mixture of Poly lactide and Poly ϵ -Caprolactone on the Degradation Rate of Bone Plate Internal Fixation. Fracture repair using plate internal fixation that serves to maintain fracture reduction during bone healing. The recommended internal fixation plate is biodegradable made of poly lactide/poly ϵ -caprolactone/nano hydroxyapatite (PLA/PCL/nHA) biocomposite. This material has high mechanical strength, but it is difficult to control the degradation rate. The purpose of this study was to create an internal fixation plate from PLA/PCL/nHA biocomposite with a predictable degradation rate. The specimen manufacturing method was Cold Isostatic Pressing (CIP) with variations in the addition of the nHA composition percentage. The compaction pressure was 40 MPa, the sintering temperature was 150°C and the holding time was 3 hours. The increase in the nHA composition accelerated the degradation rate and weight loss of the specimen. The greater the addition of the nHA composition for the higher surface erosion. These results are for the implementation plan of the specimen at the patient's age level. Specimens with an addition of 10wt% nHA for patients over 50 years of age or the elderly. Specimens with 20wt% nHA added are for adult patients, while specimens with 30wt% nHA added are for infant and pediatric patients.

Keywords: degradation, fixation, plate, nano hydroxyapatite, bone

Abstrak

Pemulihan patah tulang menggunakan fiksasi internal pelat yang berfungsi mempertahankan pengurangan retak selama penyembuhan tulang. Fiksasi internal pelat direkomendasikan bersifat biodegradasi secara biologis yang terbuat dari biokomposit *poly lactide/poly ϵ -caprolactone/nano hidroksiapatit* (PLA/PCL/nHA). Material ini memiliki kekuatan mekanik tinggi, namun susah mengontrol waktu laju degradasi. Tujuan penelitian ini menciptakan fiksasi internal pelat dari biokomposit PLA/PCL/nHA dengan laju degradasi dapat diprediksi. Metode pembuatan spesimen dengan *Cold Isostatic Pressing* (CIP) dengan variasi penambahan persentase komposisi nHA. Tekanan kompaksi 40 MPa, temperatur *sintering* 150°C dan waktu penahanan 3 jam. Bertambahnya komposisi nHA mempercepat laju degradasi dan hilangnya berat spesimen. Penambahan komposisi nHA semakin besar untuk erosi permukaan semakin tinggi. Hasil ini untuk rencana implementasi spesimen pada tingkatan umur pasien. Spesimen penambahan 10wt% nHA

untuk pasien di atas umur 50 tahun atau lansia. Spesimen penambahan 20wt% nHA untuk pasien dewasa, sedangkan spesimen penambahan 30wt% nHA untuk pasien bayi dan anak-anak.

Kata kunci: *degradasi, fiksasi, pelat, nano hidroksiapatit, tulang*

How to Cite This Article: Solechan, S., Kumoro, A. C., Sumardi, S., Suprihanto, A., & Sulardjaka, S. (2025). Studi Pengaruh Penambahan Komposisi Nano Hidroksiapatit pada Campuran Polylactide dan Poly ϵ -Caprolactone terhadap Laju Degradasi Fiksasi Internal Pelat Tulang. *JPII*, 3(3), 196-203. DOI: <https://doi.org/10.14710/jpii.2025.26858>

PENDAHULUAN

Menurut data Badan Pusat Statistik tahun 2017-2019 kecelakaan lalu lintas dengan patah tulang menyumbang angka rata-rata per tahun 28.613 jiwa (Sihite, 2022). Pemulihan patah tulang menggunakan fiksasi internal pelat dan sekrup. Alat ini berfungsi mempertahankan pengurangan retak selama penyembuhan tulang (Gaston & Simpson, 2007; Alisdair et al., 2012; Wongchai, 2012). Fiksasi internal pelat direkomendasikan bersifat biodegradasi secara biologis (Eppley & Sadove, 1995). Khususnya penerapan pada anak-anak dengan waktu degradasi maksimal 1 tahun supaya tidak mengganggu pertumbuhan tulang (Eppley & Reilly, 1997; Edwards et al., 2001). Waktu *remodeling* (pembentukan) tulang antara 8-12 minggu untuk anak-anak (Firdaus, 2019). Sedangkan pasien dewasa dan orang tua waktu *remodeling* tulang sekitar 3-8 bulan (Phillips et al., 2005; Firdaus, 2019). Laju degradasi fiksasi internal pelat lebih cepat berpotensi menurunkan kekuatan mekaniknya (Wu et al., 2003). Namun hal ini masih jarang yang memprediksi laju degradasi fiksasi internal pelat biokomposit seiring penyembuhan tulang dengan tingkatan umur pasien (Dawoud et al., 2016; Li, 2019). Biokomposit terdegradasi diakibatkan paparan kondisi lingkungan yang berbeda (Netti et al., 2020; Rokkanen et al., 2000). Fiksasi internal pelat biokomposit dari polimer dan keramik yang mudah terdegradasi di lingkungan (Solechan et al., 2022). Keunggulan pelat ini tanpa pengambilan paska penyembuhan tulang (Böstman & Pihlajamäki, 2000; Solechan et al., 2019). Biokomposit *polylactide/poly ϵ -caprolactone/nano hidroksiapatit* (PLA/PCL/nHA) memiliki kekuatan mekanik tinggi dengan laju degradasinya mudah dikontrol, namun kesulitannya mengontrol waktu laju degradasi selaras dengan penyembuhan patah tulang (Alizadeh et al., 2019; Pietrzykowska., 2020; Solechan et al., 2023).

Biokomposit PLA/PCL/nHA untuk fiksasi internal pelat telah banyak dikembangkan melalui berbagai metode oleh kalangan peneliti (Chen et al., 2019; Solechan et al., 2019; Jiao et al., 2019). Walaupun untuk degradasi susah dikontrol, tidak tercampur, kekuatan mekanik rendah dan nHA tidak terdispersi (Gallo et al., 2018; Sadudeethanakul et al., 2019). Kesulitan tersebut dapat tertanggulangi dengan menggunakan metode *Cold Isostatic Pressing* (CIP).

Keunggulannya untuk meningkatkan kekuatan mekanik, densitas atau kepadatan tinggi, distorsi rendah dan laju degradasi bisa diprediksi (Ruys, 2019; Guangyao et al., 2016). Sifat mekanik dan laju degradasi dipengaruhi oleh komposisi campuran, tekanan kompaksi, ukuran serbuk, temperatur *sintering* dan tekanan kompaksi (Arifin et al., 2014).

Penelitian sebelumnya, Solechan (2023) melakukan pembuatan fiksasi internal pelat dari biokomposit PLA/PCL/nHA menggunakan metode CIP dengan variasi komposisi penambahan nHA. Hasilnya campuran ratio 90/10 PCL/PLA ditambah 10wt% nHA memiliki kekuatan mekanik paling optimal, yaitu kekuatan tekuk 86,06 N dan kekuatan tarik 63,10 N. Kekuatan mekanik meningkat dan laju degradasi dapat diprediksi (Arifin et al., 2014). Tetapi penelitian ini baru uji kekuatan mekanik dan belum dilakukan uji degradasi, sehingga perlu dilakukan penelitian. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengkaji pengaruh penambahan persentase komposisi nHA terhadap laju degradasi fiksasi internal pelat. Diharapkan laju degradasinya dapat diprediksi selaras penyembuhan tulang yang disesuaikan tingkatan umur pasien.

METODE PENELITIAN

Material penelitian ini menggunakan PLA/PCL/nHA. *Polylactide* (PLA) berwujud serbuk berwarna putih produk Repreper Tech Co, Kowloon, Hongkong. Formula kimia $(C_6H_8O_5)_n$ dengan temperatur titik lebur 175~220°C dan densitas 1,24 g/cc. *Poly ϵ -caprolactone* (PCL) dari Solvay Interlox Limited Inggris. Material berbentuk pelet berdiameter 1 mm dengan formula kimia $(C_6H_{10}O_2)_x$. Untuk densitas 1,1 g/cc dan temperatur titik lebur 58-60°C. Serbuk nano hidroksiapatit (nHA) memiliki ukuran serbuk 20-200 nm pada kemurnian >99% dengan No CAS 1306-06-5, densitas 3,076 g/cm³ pada temperatur titik lebur 1100°C. nHA diproduksi oleh Graphene Composit Kft, Hungaria. Pembuatan spesimen dari campuran PCL/PLA dengan ratio 90/10 ditambah penambahan nHA. Metode menggunakan CIP untuk tekanan kompaksi 40 MPa, temperatur *sintering* 150°C dengan waktu penahanan 3 jam.

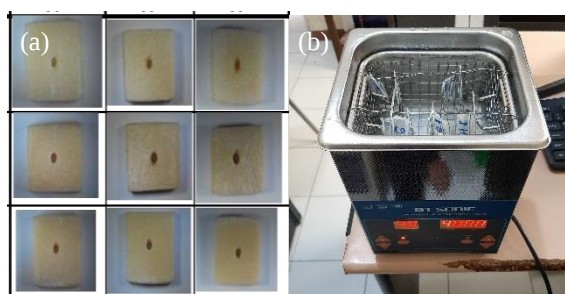
Uji laju degradasi biokomposit PLA/PCL/nHA menggunakan standar ISO 10993-13. Hasilnya untuk mendapatkan penurunan berat, persentase kehilangan

berat dan laju degradasi. Uji degradasi sebanyak 12 spesimen dengan replika pengulangan 3 kali. Pengujian degradasi dari penambahan komposisi 10, 20 dan 30wt% nHA. Penurunan berat (W_L) spesimen ditetapkan dengan menggunakan persamaan berikut:

$$W_L(\%) = (W_0 - W_F) / W_0 \times 100 \quad (1)$$

dengan W_0 adalah massa awal spesimen, sedangkan W_F adalah massa akhir spesimen.

Variabel terkontrol adalah temperatur dan pH media perendaman. Spesimen berbentuk kotak seperti pada Gambar 1a dengan dimensi P×L×T yaitu 10×12×3mm. Selanjutnya ditimbang untuk menyamakan berat. Spesimen direndam dalam larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) produk Amerika Serikat bermerk Thermo Fisher yang memiliki pH 7,4 dan temperatur inkubator 40°C pada Gambar 1b. Inkubator yang dipakai merk GT Sonic buatan Taiwan. Pengambilan spesimen dari inkubator setiap 2 minggu sekali. Kemudian ditimbang untuk mendapatkan penurunan berat, laju degradasi dan persentase kehilangan berat. Pengujian dilakukan di laboratorium material Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Semarang.



Gambar 1. Spesimen uji degradasi (a) dimensi spesimen, (b) perendaman spesimen dalam larutan SBF

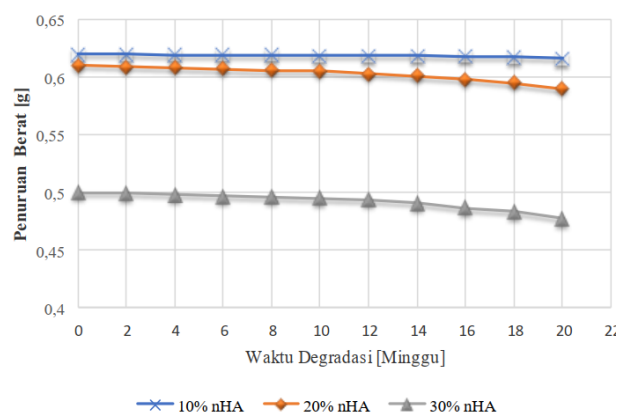
HASIL DAN PEMBAHASAN

Penurunan Berat pada Degradasi Spesimen Biokomposit

Campuran PCL/PLA pada ratio 90/10, kemudian ditambahkan serbuk nHA dapat memaksimalkan kekuatan mekanik, namun laju degradasi lebih cepat (Diba et al., 2012). Spesimen pada penambahan nHA 10, 20 dan 30 t% sebagai spesimen uji degradasi. Hasilnya untuk komposisi nHA lebih besar menjadikan penurunan berat bertambah tinggi, yang mana diperlihatkan pada Gambar 2. Penambahan 30 wt%nHA mengalami penurunan berat paling tinggi, untuk waktu degradasi 20 minggu atau 4 bulan mengalami penurunan sebesar 0,01862 g. Menurunnya komposisi nHA menjadi 20wt% mengakibatkan lebih rendah penurunan berat yaitu 0,01723 g. Ini selaras dengan hasil penurunan berat pada komposisi 10wt% nHA yang mengalami penurunan berat paling kecil yaitu 0,00361 g. Waktu degradasi dan erosi lebih cepat akibat penambahan komposisi nHA (Gopferich, 1996; Diba et al., 2012). Kandungan nHA pada campuran PLA/PCL lebih besar untuk waktu

degradasi lebih cepat dan mengalami penurunan berat sebanyak 40%. Penguat nHA pada matriks PLA/PCL menjadikan porositas meningkat, kristalinitas menurun dan hidrofilitas membesar (Diba et al., 2012).

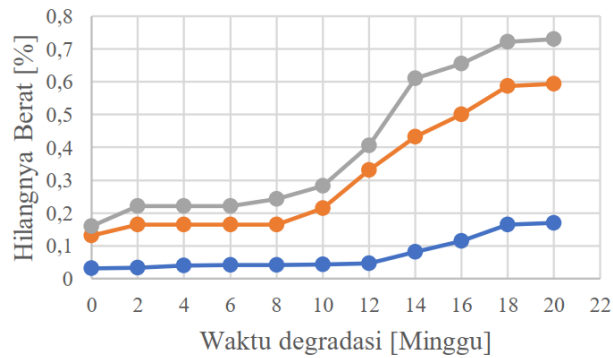
Fenomena degradasi pada permukaan terjadi setelah 6-10 jam. Permukaan yang sebelumnya halus berubah kasar dan berongga. Ini terjadi sampai 28-30 hari menjadikan erosi permukaan (Hassanajilia et al., 2019; Semba et al., 2007). Erosi permukaan mengakibatkan penurunan berat pada fiksasi internal pelat disebabkan degradasi nHA. Degradasi terjadi karena pelepasan ion di dalam larutan SBF bersamaan dengan penipisan dan tereduksinya dimensi. Pernyataan ini sesuai dengan hasil riset Akerlund et al. (2022) dan Mofokeng & Luyt (2015). Terlepasnya oligomer dan monomer pada material polimer juga berpengaruh terhadap penurunan berat (Tamada & Langer., 1993; Burkersroda et al., 2002). Penurunan berat spesimen (g) ditransformasi dalam persentase hilangnya berat (%). Hasil ini digunakan untuk memprediksi hilangnya material sampai 100% di dalam larutan SBF pada waktu degradasi. Hilangnya material diakibatkan laju degradasi yang tinggi akibat densitas rendah, porositas tinggi dan kasarnya permukaan spesimen. Pengaruh penurunan berat disebabkan penambahan komposisi nHA terlalu tinggi yang berdampak pada ukuran diameter pori-pori membesar sehingga mengakibatkan erosi (Wulandari et al., 2022; Fang dan Feng, 2014).



Gambar 2. Penambahan komposisi nHA terhadap pengaruh penurunan berat biokomposit

Hilangnya Berat pada Degradasi Spesimen Biokomposit

Hilangnya berat spesimen untuk waktu pengujian 19-20 minggu paling kecil pada komposisi 10wt% nHA dengan hilangnya berat sebesar 0,1293%. Bertambahnya komposisi 20wt% nHA menjadikan hilangnya berat meningkat yaitu 0,442%. Komposisi 30wt% nHA paling tinggi kehilangan beratnya yaitu sebanyak 0,541%. Pola hilangnya berat mulai meningkat drastis setelah minggu ke-9 sampai ke-20, sebagaimana diperlihatkan Gambar 3.



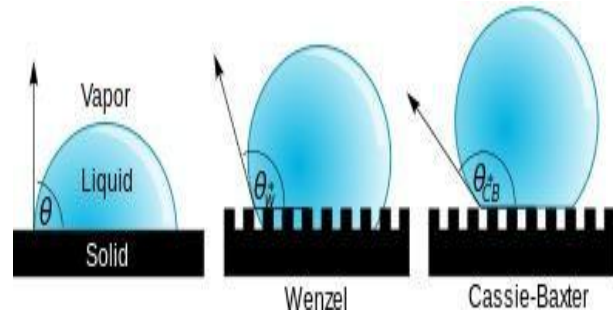
—●— 10% nHA —●— 20% nHA —●— 30% nHA
Gambar 3. Penambahan komposisi nHA terhadap pengaruh persentase hilangnya berat biokomposit

Fenomena penurunan berat spesimen didahului dengan terbentuknya pori-pori, eskalasi luas permukaan, perubahan topografi, kekasaran pada permukaan, membentuk rongga-rongga setelah terjadi erosi. Fenomena ini diperlihatkan pada Gambar 4. Bertambahnya luas permukaan menjadikan keterbasahan permukaan lebih besar, ini mengakibatkan kekasaran permukaan semakin tinggi. Meningkatnya kekasaran permukaan memicu degradasi lebih cepat akibat laju reaksi hidrolisis dan erosi permukaan naik (Mohseni et al., 2018; Lam et al., 2008).



Gambar 4. Fenomena degradasi permukaan pada spesimen biokomposit

Gambar 5 menunjukkan cairan SBF yang melekat pada permukaan kasar pada asperities spesimen dapat membentuk sudut kontak lebih luas (*Wenzel*) yang disebut kondisi *Cassie-Baxter*. Akibat sudut kontak lebih luas mengakibatkan tekanan permukaan lebih besar. Akibat tekanan permukaan yang besar menjadikan erosi semakin tinggi dan menjadikan hilangnya berat pada spesimen (Allione et al., 2021).



Gambar 5. Cairan SBF melekat pada permukaan kasar di asperities spesimen (Allione et al., 2021)

Erosi permukaan pada spesimen biokomposit membuat material kehilangan berat. Menurut Chasin & Langer (1990) erosi polimer secara massal atau *bulk erosion* untuk erosinya tidak terbatas pada permukaan spesimen, sehingga ukuran spesimen lebih kecil, namun struktur geometris tetap normal. Kelebihan erosi permukaan untuk laju degradasinya dapat diprediksi yang ada kaitannya langsung pada proses erosi campuran polimer (Chasin & Langer, 1990; Gopferich, 1996). Proses erosi polimer sebagai matrik melewati degradasi. Urutan proses degradasi diawali dari pembengkakan, difusi oligomer ke monomer, transformasi morfologi, kekasaran permukaan, porositas dan rongga (Chasin & Langer 1990; Vacanti et al., 1994).

Bertambahnya persentase hilangnya berat pada spesimen untuk laju degradasi semakin tinggi. Meskipun tidak terlalu substansial perubahan pada bentuk dan luas permukaan spesimen, namun hilangnya berat menghasilkan erosi permukaan bertambah besar. Erosi terbesar pada ukuran partikel yang terlepas bertambah banyak (Allione et al., 2021; Hassanajilia et al., 2019). Gambar 6 memperlihatkan terlepasnya partikel-partikel besar didahului dari retakan-retakan permukaan dikarenakan infiltrasi cairan SBF ke rongga-rongga kecil spesimen.



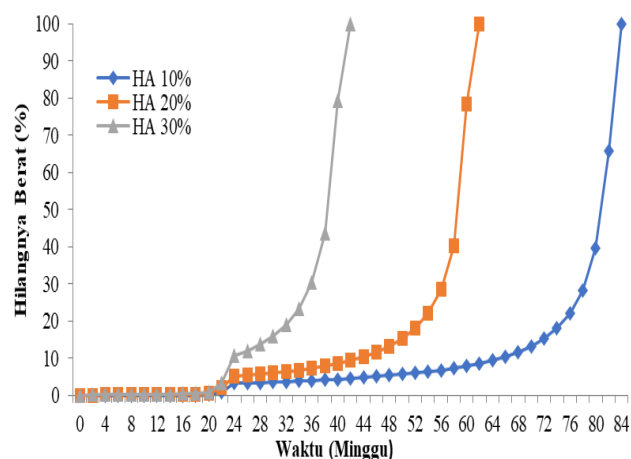
Gambar 6. Pembengkakan dan retakan disebabkan infiltrasi cairan SBF ke dalam material

Untuk memastikan laju degradasi dan penurunan berat diambil dari hasil uji spesimen pada hilangnya berat

pada minggu ke-19 dan ke-20. Hasil ini digunakan untuk memprediksi hilangnya berat sampai 100%. Hilangnya berat akibat erosi dan degradasi. Erosi dipengaruhi kemerosotan berat molekul, penurunan berat spesimen dan kelabilan geometri. Berat molekul lebih tinggi mempermudah terbentuk kristal, akibatnya waktu terdegradasi bertambah lama. Polimer memiliki berat molekul kisaran 10.000 sampai 1.000.000 g/mol. Polimer memiliki ikatan rantai kovalen tinggi, bisa meningkatkan kualitas keterikatan, terbentuknya kristal dan lamanya waktu degradasi (Wright, 2008). PCL memiliki berat molekul lebih tinggi dari pada PLA. Meningkatnya persentase komposisi PCL menjadikan waktu degradasi lebih lama. Ini akibat pengaruh berat molekul yang rendah, sehingga penurunan berat dan perubahan geometri kecil (Kost & Langer, 1992).

Gambar 7 menjelaskan hilangnya berat per minggu untuk memprediksi hilangnya berat sampai 100%. Pengambilan data uji degradasi dilakukan sampai minggu ke-23. Data ini sebagai data awal untuk memprediksi hilangnya berat. Hilangnya berat paling cepat untuk spesimen penambahan 30wt% nHA, disusul penambahan 20wt% nHA dan 10 wt% nHA. Spesimen 30wt% nHA hilangnya berat sampai 100% membutuhkan waktu 10 bulan 3 minggu. Selanjutnya spesimen 20wt% nHA butuh waktu lebih lama, sekitar 15 bulan 1 minggu. Untuk hilangnya berat yang paling lama sampai 21 bulan 1 minggu oleh spesimen penambahan 10wt% nHA. Sesudah ditemukan hasil prediksi waktu hilangnya spesimen, selanjutnya implementasi waktu pemulihan tulang disinkronkan pada tingkatan umur pasien dengan waktu hilangnya berat sampai 100%.

Menurut Agus (1988) waktu yang dibutuhkan pemulihan patah tulang dari fase *remodeling* sampai penyembuhan tulang. Untuk pasien anak-anak sekitar 5-6 minggu. Pasien remaja membutuhkan waktu sekitar 6-13 minggu, sedangkan pasien dewasa dan orang tua membutuhkan waktu 17-24 minggu (Agus, 1988). Tetapi ini berbeda pada pemulihan total tulang yang membutuhkan waktu agak lama sekitar 2-3 tahun (Edwards et al., 2001). Implementasi spesimen penambahan 10wt% nHA dengan waktu hilangnya berat paling lama yaitu 1 tahun 9 bulan. Spesimen ini cocok diimplementasikan untuk pasien di atas umur 50 tahun atau lansia. Implementasi spesimen penambahan 20wt% nHA dengan waktu hilangnya berat 1 tahun 3 bulan untuk pasien dewasa (19-44 tahun), sedangkan hilangnya berat kurang dari 1 tahun cocok diimplementasikan ke pasien bayi dan anak-anak, yaitu spesimen penambahan 30wt% nHA (Firdaus, 2019; Phillips et al., 2005).



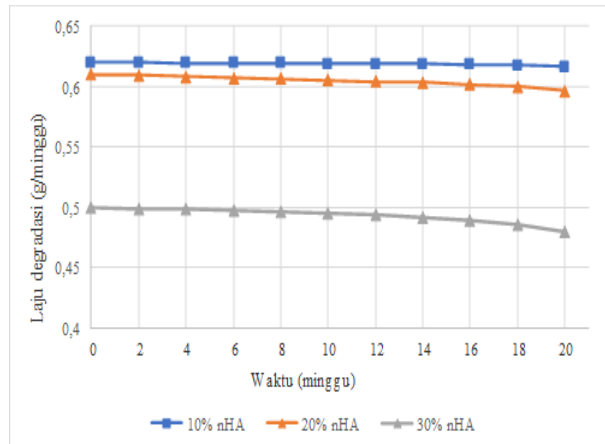
Gambar 7. Prediksi hilangnya berat sampai 100% berdasarkan penambahan nHA pada spesimen

Laju Degradasi pada Spesimen Biokomposit

Gambar 8 memperlihatkan laju degradasi terhadap penambahan komposisi wt% nHA. Laju degradasi didapat dari hilangnya berat setiap minggu. Kecenderungan peningkatan laju degradasi pada spesimen terjadi pada minggu ke-9 sampai ke-13, sebagaimana terjadi di spesimen penambahan 10wt% nHA. Laju degradasi ini paling lambat, yaitu 0,00083 g/minggu. Seiring dengan penambahan nHA, laju degradasi menjadi cepat, yaitu spesimen penambahan 20wt% nHA dengan laju degradasi 0,00254 g/minggu. Laju degradasi paling cepat yaitu 0,00332 g/minggu yang dimiliki pada spesimen penambahan 30wt% nHA. Karakteristik laju degradasi untuk seluruh spesimen hampir sama. Namun yang membedakan mulainya terbentuknya erosi permukaan. Komposisi penambahan nHA yang besar, awal terjadinya erosi permukaan lebih cepat karena nHA mudah terlepas dari ikatan matrik polimer (Diba et al., 2012; Firdaus, 2019).

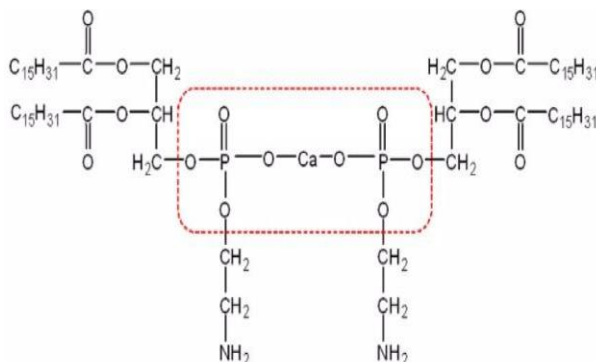
Melekatnya partikel nHA pada permukaan spesimen yang cukup besar menubuhkan agregat atau gumpalan. Ini yang membuat permukaan spesimen menjadi kasar. Permukaan kasar dipengaruhi penambahan komposisi nHA yang terlalu tinggi. Selain itu, permukaan kasar dapat memacu laju degradasi lebih cepat yang disebabkan pemisahan partikel nHA dari matriks polimer PLA/PCL (Shuai et al., 2020). Pemisahan partikel nHA diawali dengan degradasi polimer bersamaan terlepasnya nHA dilarutan SBF (Zhou & Lee, 2011). Infiltrasi larutan SBF ke dalam spesimen menjadikan laju degradasi bertambah cepat, karena nHA memiliki sifat hidrofilik atau mudah larut dalam air (Weng et al., 2002). Sedangkan polimer PLA/PCL bersifat hidrofobik dengan penyerapan air rendah. Tingkat degradasi material nHA sebesar $3,3 \pm 2,6\%$ tergolong memiliki tingkat degradasi paling rendah terhadap penurunan berat (Tang et al., 2016;

Shuai et al., 2020). Namun, terpisahnya ikatan nHA pada campuran PLA/PCL mengakibatkan terbukanya pori-pori yang besar. Awal terbukanya pori-pori dari bagian pinggir selanjutnya ke tengah dan hanya sebatas permukaan spesimen (Zhou & Lee, 2011).



Gambar 8. Laju degradasi (g/minggu) terhadap penambahan komposisi nHA

Laju degradasi selain dipengaruhi dari karakteristik material sendiri, juga dipengaruhi lamanya waktu perendaman larutan (Weng et al., 2002). Terlepasnya partikel nHA pada spesimen, selanjutnya menempel pada tulang dan berikatan secara kimiawi. Material ini mempunyai daya afinitas sangat baik. Selain itu material nHA memiliki kemiripan struktur kimia seperti jaringan tulang manusia. Material nHA dalam larutan SBF melepaskan ion Ca^{2+} dan terbentuk represipitasi apatit (OH^-) dan PO dalam wujud sedimen granular pada lingkungan (Rocha et al., 2005; Wee et al., 2022). Gambar 9 yang dilingkari garis merah menjelaskan terpisahnya ion nHA yang bereaksi dilarutan SBF dan terbentuk ion Ca^{2+} , OH^- dan PO. Ini berbeda pada pelepasan ion PLA/PCL dalam larutan SBF yang ditandai penipisan dan berkurangnya dimensi spesimen.



Gambar 9. Terpisahnya ion nHA yang bereaksi di larutan SBF dan terbentuk ion Ca^{2+} , OH^- dan PO (Wee, et.al, 2022)

KESIMPULAN

Laju degradasi biokomposit PLA/PCL/nHA dipengaruhi penambahan nHA. Bertambahnya komposisi nHA mempercepat laju degradasi dan hilangnya berat spesimen. Spesimen dengan komposisi nHA 10wt% memiliki laju degradasi dan persentase hilangnya berat paling rendah, yaitu 0,00083 g/minggu dan 0,1293%. Penambahan komposisi nHA semakin besar untuk erosi permukaan semakin tinggi. Kelebihan erosi permukaan untuk laju degradasinya dapat diprediksi. Hasil ini digunakan untuk rencana implementasi spesimen pada tingkatan umur pasien. Spesimen penambahan 10wt% nHA untuk pasien di atas umur 50 tahun atau lansia. Spesimen penambahan 20wt% nHA untuk pasien dewasa (19-44 tahun) dan spesimen penambahan 30 wt% nHA untuk pasien bayi dan anak-anak.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Fakultas Teknik dan Ilmu Komputer Universitas Muhammadiyah Semarang Indonesia yang telah memberikan dana penelitian tahun anggaran 2023-2024. Uji Karakterisasi dan degradasi material sebagian dibiayai oleh dana penelitian dari Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro tahun anggaran 2023-2024.

DAFTAR PUSTAKA

- Alisdair, R., Mac, L., Pankaj, P., Hamish, A., & Simpson, R. W. (2012). Does screw-bone interface modeling matter in finite element analyses. *Journal of Biomechanics*, 45, 1712–1716.
- Akerlund, E., Escudero, A. D., Grzeszczak, A., & Persson, C. (2022). The effect of PCL addition on 3D-printable PLA/HA composite filaments for the treatment of bone defects. *Polymers*, 14(16), 3305. <https://doi.org/10.3390/polym14163305>
- Aizadeh, O. M., Li, Y., & Wen, C. (2019). A comprehensive review of biodegradable synthetic polymer-ceramic composites and their manufacture for biomedical applications. *Bioactive Materials*, 4(1), 22–36. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.11.003>
- Allione, M., Limongi, T., Marini, M., Torre, B., Zhang, P., Moretti, M., Perozziello, G., Candeloro, P., Napione, L., Pirri, C. F., & Di Fabrizio, E. (2021). Micro/nanopatterned superhydrophobic surfaces fabrication for biomolecules and biomaterials manipulation and analysis. *Micromachines*, 12(12), 1501. <https://doi.org/10.3390/mi12121501>
- Arifin, A., Sulong, A. B., Muhamad, N., Syarif, J., & Ramli, M. I. (2014). Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. *Materials & Design*, 55,

- 165–175.
<https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.09.045>
- Agus, P. (1989). *Penyembuhan patah tulang* (Monograph laporan penelitian). Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Airlangga.
<http://repository.unair.ac.id/id/eprint/116129>
- Böstman, O., & Pihlajamäki, H. (2000). Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: A review. *Biomaterials*, 21, 2615–2621.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00129-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00129-0)
- Burkersroda, F. V., Schedl, L., & Göpferich, A. (2002). Why degradable polymers undergo surface erosion or bulk erosion. *Biomaterials*, 23(21), 4221–4231. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00170-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00170-9)
- Chasin, M., & Langer, R. (1990). *Biodegradable polymers as drug delivery systems* (Vol. 45). Marcel Dekker.
- Diba, M., Kharaziha, M., Fathi, M., Gholipourmalekabadi, M., & Samadikuchaksaraei, A. (2012). Preparation and characterization of polycaprolactone/forsterite nanocomposite porous scaffolds designed for bone tissue regeneration. *Composites Science and Technology*, 72, 716–723.
- Dawoud, M. I., Taha, S. J., & Ebeid, S. J. (2016). Mechanical behaviour of ABS: An experimental study using FDM and injection moulding techniques. *Journal of Manufacturing Processes*, 21, 39–45.
- Eppley, B. L., & Sadove, A. M. (1995). A comparison of resorbable and metallic fixation in healing of calvarial bone grafts. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 96, 316–322.
- Eppley, B. L., & Reilly, M. (1997). Degradation characteristics of PLLA-PGA bone fixation devices. *Journal of Craniofacial Surgery*, 8, 116–120.
- Edwards, R. C., Kiely, K. D., & Eppley, B. L. (2001). The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid bone fixation devices in orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59, 19–25.
- Fang, Z., & Feng, Q. (2014). Improved mechanical properties of hydroxyapatite whisker-reinforced poly(L-lactic acid) scaffold by surface modification of hydroxyapatite. *Materials Science and Engineering C*, 35, 190–194.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.11.008>
- Firdaus, Y. (2019). Kenapa patah tulang pada anak lebih cepat sembuh daripada orang dewasa. *Hello Sehat*. <https://hellosehat.com>
- Gaston, M. S., & Simpson, A. H. R. W. (2007). Inhibition of fracture healing. *Journal of Bone and Joint Surgery British*, 89-B, 1553–1560.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B12.19671>
- Gallo, A., Agnese, V., Coronello, C., Raa, G. M., Bellavia, D., Conaldi, P. G., Pilato, M., & Pasta, S. (2018). Serum exosomal miRNA profiling and protein biomarkers for diagnosis of ascending aortic dilatation. *International Journal of Cardiology*, 250, 230–236.
- Guangyao, X., Nie, Y., Ji, D., Li, J., Li, W., Zhu, Y., Luo, H., & Wan, Y. (2016). Characterization of biomedical hydroxyapatite/magnesium composites prepared by powder metallurgy assisted with microwave sintering. *Current Applied Physics*, 16(8), 830–836.
- Göpferich, A. (1996). Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*, 17(2), 103–114. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)85755-3](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)85755-3)
- Hassanajili, S., Karami-Pour, A., Oryan, A., & Talaei-Khozani, T. (2019). Preparation and characterization of PLA/PCL/HA composite scaffolds using indirect 3D printing. *Materials Science & Engineering C*, 104, 109960.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.109960>
- ISO. (2010). *ISO 10993-13: Biological evaluation of medical devices—Part 13*.
<https://www.iso.org/standard/44050.html>
- Kost, J., & Langer, R. (1992). Responsive polymer systems for controlled delivery of therapeutics. *Trends in Biotechnology*, 10, 127–131.
[https://doi.org/10.1016/0167-7799\(92\)90194-Z](https://doi.org/10.1016/0167-7799(92)90194-Z)
- Lam, C. X. F., Olkowski, R., Swieszkowski, W., Tan, K. C., Gibson, I., & Hutmacher, D. W. (2008). Mechanical and in vitro evaluations of composite PLDLLA/TCP scaffolds. *Virtual and Physical Prototyping*, 3(4), 193–197.
- Mofokeng, J. P., & Luyt, A. S. (2015). Morphology and thermal degradation studies of PHBV/PCL nanocomposites with TiO₂. *Journal of Materials Science*, 50, 3812–3824.
- Mohseni, M., Hutmacher, D. W., & Castro, N. J. (2018). Independent evaluation of medical-grade bioresorbable filaments. *Polymers*, 10, 40.
- Netti, P. A., Biondi, M., & Frigione, M. (2020). Degradation process of PLGA microspheres for sustained protein release. *Polymers*, 12(9), 2042.
- Pietrzykowska, E., Romelczyk-Baishya, B., Wojnarowicz, J., Sokolova, M., Szlajak, K., Swieszkowski, W., & Lojkowski, W. (2020). Ceramic matrix composite of hydroxyapatite nanoparticles and PLA. *Nanomaterials*, 10(6), 1060.
- Phillips, F. M., Bolt, P. M., He, T.-C., & Haydon, R. C. (2005). Gene therapy for spinal fusion. *The Spine Journal*, 5, 250S–258S.

- Ruys, A. (2019). Processing, structure, and properties. In *Alumina ceramics: Biomedical and clinical applications* (pp. 71–121). Woodhead.
- Rocha, J. H. G., Lemos, A. F., Kannan, S., Agathopoulos, S., & Ferreira, J. M. F. (2005). Hydroxyapatite scaffolds grown from cuttlefish bones. *Journal of Materials Chemistry*, 15(47), 5007. <https://doi.org/10.1039/b510122k>
- Rokkanen, P. U., Böstman, O., Hirvensalo, E., Mäkelä, E. A., Partio, E. K., Pätäälä, H., Vainionpää, S., Vihtonen, K., & Törmälä, P. (2000). Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery. *Biomaterials*, 21(24), 2607–2613.
- Solechan, S., Rubijanto, J., Triyono, J., & Pujiyanto, E. (2019). Implant plate from hydroxyapatite bovine and biodegradable polymer using 3D printers. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 494, 012070.
- Solechan, S., Suprihanto, A., Widyanto, S. A., Triyono, J., Fitriyana, D. F., Siregar, J. P., & Cionita, T. (2023). Characterization of PLA/PCL/nHA biocomposites. *Polymers*, 15(3), 559.
- Solechan, S., Suprihanto, A., Widyanto, S. A., Triyono, J., Fitriyana, D. F., Siregar, J. P., & Cionita, T. (2022). Effect of PCL concentrations on PLA blends. *Materials*, 15, 7396.
- Sihite, J. (2021). *Analisis numerik sambungan prototipe pengganti rahang patah* (Skripsi). Universitas Medan Area.
- Sadudeethanakul, S., Wattanuchariya, W., Nakkiew, W., Chaijaruwanich, A., & Pitjamit, S. (2019). Bending strength and biological properties of PLA-HA composites. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 635, 012004.
- Shuai, C., Yuan, X., Yang, W., Peng, S., He, C., Feng, P., Qi, F., & Wang, G. (2020). Cellulose nanocrystals in PLLA scaffold. *Polymer Testing*, 85, 106458.
- Semba, T., Kitagawa, K., Ishiaku, U. S., Kotaki, M., & Hamada, H. (2007). Mechanical properties of PLA/PCL blends. *Journal of Applied Polymer Science*, 103, 1066–1074.
- Tang, D., Tare, R. S., Yang, L. Y., Williams, D. F., Ou, K. L., & Oreffo, R. O. C. (2016). Biofabrication of bone tissue. *Biomaterials*, 83, 363–382.
- Tamada, J. A., & Langer, R. (1993). Erosion kinetics of degradable polymers. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 90(2), 552–556.
- Vacanti, C. A., Paige, K. T., Kim, W. S., Sakata, J., Upton, J., & Vacanti, J. P. (1994). Experimental tracheal replacement. *Journal of Pediatric Surgery*, 29(2), 201–204.
- Wongchai, B. (2012). Screw fixation configuration effect. *American Journal of Applied Sciences*, 9(6), 842–845.
- Wright, D. D. (2008). Degradable polymer composites. In *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering* (pp. 423–432). Marcel Dekker.
- Weng, W., Han, G., Du, P., & Shen, G. (2002). Citric acid addition on sol-gel hydroxyapatite. *Materials Chemistry and Physics*, 74(1), 92–97.
- Wee, C. Y., Lim, J. T., Koo, K., Lim, Q. R. T., Zhao, Y., Yang, Z., & Thian, E. S. (2022). Degradation behaviour of hydroxyapatite microsphere scaffolds. *Materials Technology*, 37(12), 2242–2254.
- Wulandari, E., Wardani, F. R. A., Fatimattuzahro, N., & Dewanti, I. D. A. R. (2022). Gourami fish scale powder on porosity of glass ionomer cement. *Dental Journal*, 55, 33–37.
- Wu, H.-C., Shen, F. W., Hong, X., Chang, W. V., & Winet, H. (2003). Monitoring degradation of biopolymers. *Biomaterials*, 24(22), 3871–3876.
- Zhou, H., & Lee, J. (2011). Nanoscale hydroxyapatite particles for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2769–2781.