

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

Solechan^{1*}, Andri Cahyo Kumoro^{2,3}, Sumardi Sumardi^{2,4}, Agus Suprihanto⁵, Sulardjaka⁵

¹Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik dan Ilmu Komputer, Universitas Muhammadiyah Semarang, Jl. Kedungmundu Raya No.18, SH, Kampus Unimus, Semarang, Indonesia 50273

²Program Studi Program Profesi Insinyur 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

⁵Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro, Jl. Prof. Soedarto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia 50275

*E-mail: solechan@unimus.ac.id

Diajukan: 21-11-2024; Diterima: 25-04-2025; Diterbitkan: 29-04-2025

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 polylactide/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 prosentase 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 10 wt% nHA untuk pasien diatas umur 50 tahun atau lansia. Spesimen penambahan 20 wt% nHA untuk pasien dewasa, sedangkan spesimen penambahan 30 wt% nHA untuk pasien bayi dan anak-anak.

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

Abstract

Fracture recovery using internal plate fixation that functions to defend of crack reduction during bone healing. Internal plate fixation is recommended to be biologically biodegradable made biocomposites of polylactide/poly ϵ -caprolactone/nano hydroxyapatite (PLA/PCL/nHA). This material has high mechanical strength, but it is difficult to control the time of the degradation rate. The purpose of this study is to make Internal plate fixation from PLA/PCL/nHA biocomposite with a predictable degradation rate. The method of making specimens with Cold Isostatic Pressing (CIP) with variations in the addition of nHA composition percentage. Compaction pressure 40 MPa, sintering temperature 150°C and holding time 3 hours. The addition of nHA composition accelerates the rate of degradation and weight loss of the specimen. The addition of nHA composition is greater for the higher surface erosion. These results are for the implementation plan of specimens at the patient age level. Specimens with an addition of 10 wt% nHA for patients over 50 years of age or the elderly. Specimens with an addition of 20 wt% nHA for adult patients, while specimens with an addition of 30 wt% nHA for infant and pediatric patients.

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

1. Pendahuluan

Menurut data Badan Pusat Statistik tahun 2017-2019 kecelakaan lalu lintas dengan patah tulang menyumbang angka rata-rata per tahun 28.613 jiwa [1] (Sihite, 2022). Pemulihan patah tulang menggunakan fiksasi internal pelat dan sekrup. Alat ini berfungsi mempertahankan pengurangan retak selama penyembuhan tulang [2][3][4]. Fiksasi internal pelat direkomendasikan bersifat biodegradasi secara biologis [5]. Khususnya penerapan pada anak-anak dengan waktu degradasi maksimal 1 tahun supaya tidak mengganggu pertumbuhan tulang [6][7]. Waktu *remodelling* (pembentukan) tulang antara 8 - 12 minggu untuk anak-anak [8]. Sedangkan Pasien dewasa dan orang tua waktu *remodelling* tulang sekitar 3-8 bulan

[8][9]. Laju degradasi fiksasi internal pelat lebih cepat berpotensi menurunkan kekuatan mekaniknya [10]. Namun hal ini, masih jarang yang memprediksi laju degradasi fiksasi internal pelat biokomposit seiring penyembuhan tulang dengan tingkatan umur pasien [11][12].

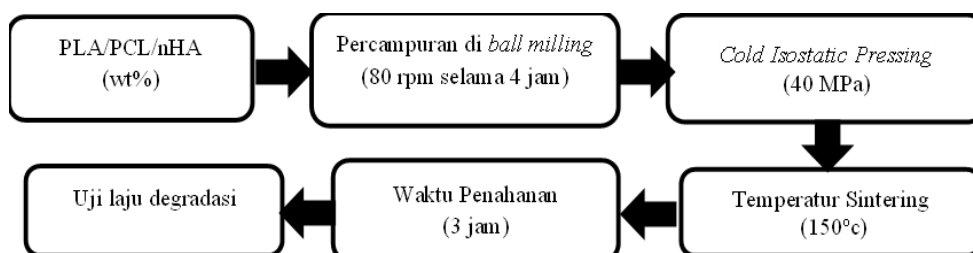
Biokomposit terdegradasi diakibatkan paparan kondisi lingkungan yang berbeda [13][14]. Fiksasi internal pelat biokomposit dari polimer dan keramik yang mudah terdegradasi dilingkungan [15]. Keunggulan pelat ini tanpa pengambilan pasca penyembuhan tulang [16][17]. Biokomposit polylactide/poly ϵ -caprolactone/nano hidroksiapatit (PLA/PCL/nHA) memiliki kekuatan mekanik tinggi dengan laju degradasinya mudah dikontrol, namun kesulitannya mengontrol waktu laju degradasi selaras dengan penyembuhan patah tulang [18][19][20].

Biokomposit PLA/PCL/nHA untuk fiksasi internal pelat telah banyak dikembangkan melalui berbagai metode oleh kalangan peneliti [17][21][22]. Walaupun untuk degradasi susah dikontrol, tidak tercampur, kekuatan mekanik rendah, dan nHA tidak terdispersi [23][24]. Kesulitan tersebut dapat tertanggulangi dengan menggunakan metode *Cold Isostatic Pressing* (CIP). Keunggulannya untuk kekuatan mekanik meningkatkan, densitas atau kepadatan tinggi, distorsi rendah, dan laju degradasi bisa diprediksi [25][26]. Sifat mekanik dan laju degradasi dipengaruhi oleh komposisi campuran, tekanan kompaksi, ukuran serbuk, temperatur sintering, dan tekanan kompaksi [27].

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 10 wt% nHA memiliki kekuatan mekanik paling optimal, yaitu kekuatan tekuk 86,06 N dan kekuatan tarik 63,10 N [20]. Kekuatan mekanik meningkat dan laju degradasi dapat diprediksi [27]. Tetapi penelitian ini baru uji kekuatan mekanik, dan belum dilakukan uji degradasi, sehingga perlu dilakukan penelitian. Tujuan penelitian ini, menciptakan fiksasi internal pelat dari biokomposit PLA/PCL/nHA dengan laju degradasi dapat diprediksi. Harapannya untuk laju degradasinya dapat diprediksi selaras penyembuhan tulang yang disesuaikan tingkatan umur pasien.

2. Material dan metodologi

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 $175\sim 220^\circ\text{C}$, dan densitas: 1.24 g/cc. Poly ϵ -caprolactone (PCL) dari Solvay Interlox Limited Inggris. Material berbentuk pellet berdiameter 1 mm dengan formula kimia $(C_6H_{10}O_2)_x$. Untuk densitas 1.1 g/cc, dan temperatur titik lebur $58\sim 60^\circ\text{C}$. Serbuk nano Hidroksiapatit (nHA) memiliki ukuran serbuk 20-200 nm pada kemurnian $> 99\%$ dengan No CAS 1306-06-5, densitas $3,076\text{ g/cm}^3$ pada temperatur titik lebur 1100°C . nHA diproduksi oleh Graphene Composit Kft, Hungaria. Tahapan proses pembuatan spesimen campuran PLA/PCL/nHA ditampilkan pada **Gambar 1**. Spesimen dibuat dari campuran PCL/PLA dengan ratio 90/10 karena memiliki kekuatan tekuk dan tarik paling optimal yaitu 51,13 N dan 1,25 Mpa, kemudian ditambah penambahan nHA [15]. Metode menggunakan CIP untuk tekanan kompaksi 40 MPa, temperatur sintering 150°C dengan waktu penahanan 3 jam.

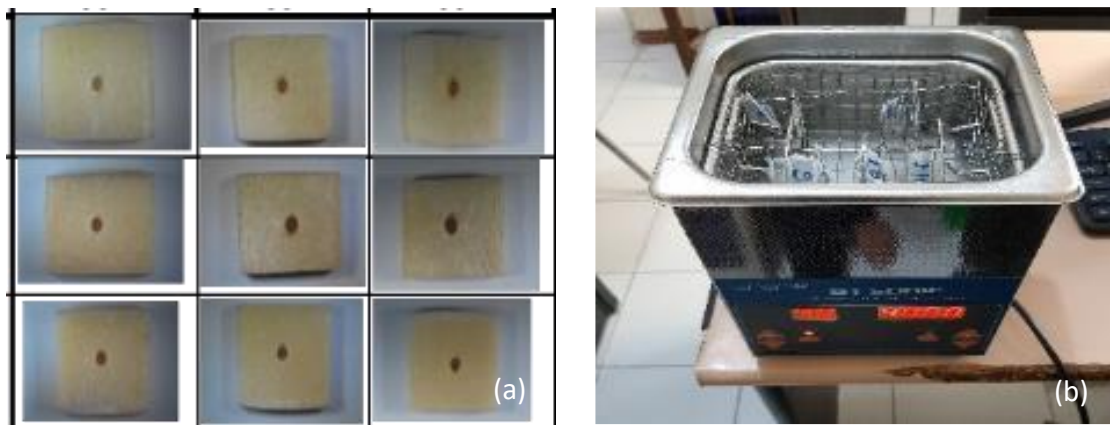


Gambar 1. Tahapan proses pembuatan spesimen campuran PLA/PCL/nHA

Uji laju degradasi biokomposit PLA/PCL/nHA memakai standar ISO 10993-13 [28]. 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 30 wt% nHA. Penurunan berat (WL) spesimen ditetapkan dengan menggunakan persamaan berikut:

$$WL(\%) = (W_0 - W_f) / W_0 \times 100 \quad (1)$$

Untuk W_0 : massa awal spesimen, sedangkan W_f : massa akhir spesimen. Untuk variabel terkontrol temperatur dan pH media perendaman. Spesimen berbentuk kotak seperti pada **Gambar 2.a** dengan dimensi P x L x T yaitu 10 x 12 x 3 mm. Selanjutnya ditimbang untuk menyamakan berat. Spesimen direndam dalam larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) produk *United States of America* bermerk *Thermo Fisher* yang memiliki pH 7,4 dan temperatur inkubator 40°C pada **Gambar 2.b**. Inkubator yang dipakai merk GT Sonic buatan Taiwan. Rencana waktu perendaman spesimen selama 1 tahun sesuai waktu pemulihan tulang total. Pengambilan spesimen dari inkubator setiap 2 minggu sekali. Kemudian ditimbang untuk mendapatkan penurunan berat, laju degradasi, dan persentase kehilangan berat. Pengujian dilakukan dilaboratorium material Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Semarang.



Gambar 2. Spesimen uji degradasi a). Dimensi spesimen, b) Perendaman spesimen dilarutan SBF

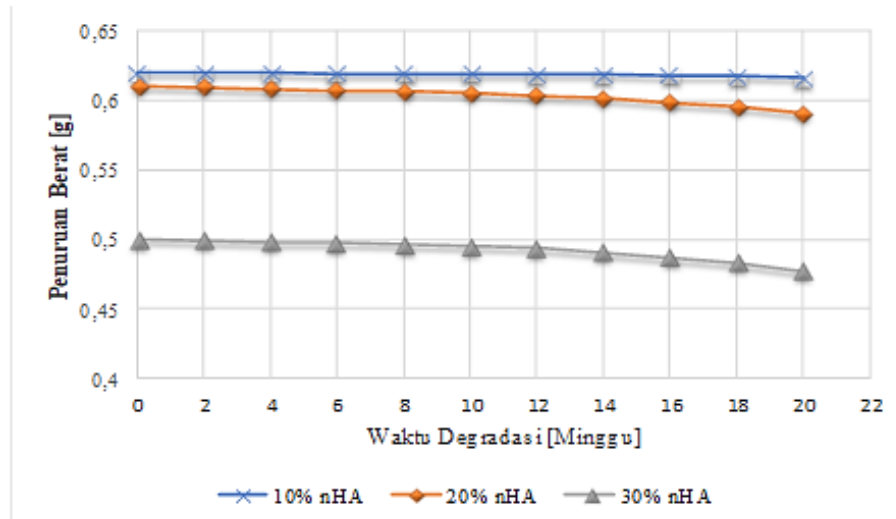
3. Hasil dan pembahasan

3.1. 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 [29]. Spesimen pada penambahan nHA 10, 20, dan 30 wt% sebagai spesimen uji degradasi. Hasilnya untuk komposisi nHA lebih besar menjadikan penurunan berat bertambah tinggi, yang mana diperlihatkan pada **Gambar 3**. 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 20 wt% mengakibatkan lebih rendah penurunan berat yaitu 0,01723 g. Ini selaras hasil penurunan berat pada komposisi 10 wt% nHA, mengalami penurunan berat paling kecil yaitu 0,00361 g. Waktu degradasi dan erosi lebih cepat akibat penambahan komposisi nHA [29][30]. 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 [29].

Fenomena degradasi pada permukaan terjadi setelah 6-10 jam. Permukaan sebelumnya halus berubah kasar dan berongga. Ini terjadi sampai 28-30 hari menjadikan erosi permukaan [31][32]. 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

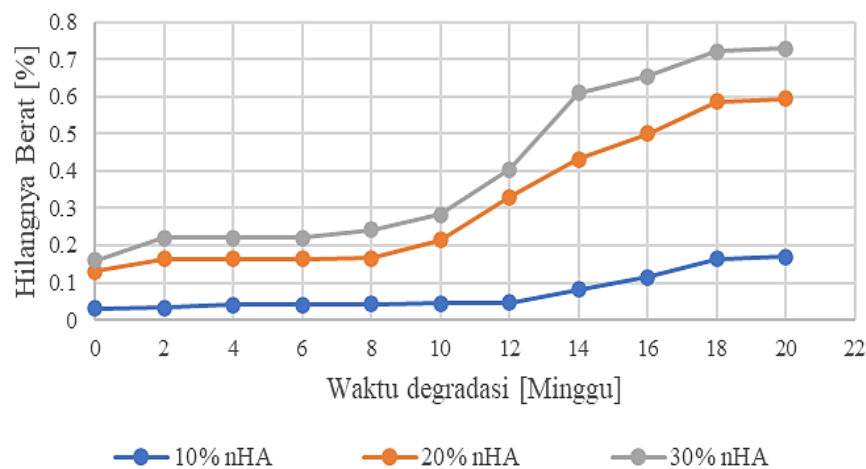
Mofokeng & Luyt (2015) [33][34]. Terlepasnya oligomer dan monomer pada material polimer juga berpengaruh terhadap penurunan berat [35][36]. Penurunan berat spesimen (g) ditransformasi dalam persentase hilangnya berat (%). Hasil ini digunakan memprediksi hilangnya material sampai 100% didalam larutan SBF pada waktu degradasi. Hilangnya material akibat laju degradasi yang tinggi akibat densitas rendah, porositas tinggi, dan kasarnya permukaan spesimen. Pengaruh penurunan berat disebabkan penambahan komposisi nHA terlalu tinggi yang berdampak ukuran diameter pori-pori membesar sehingga mengakibatkan erosi [37][38].



Gambar 3. Penambahan komposisi nHA terhadap pengaruh penurunan berat biokomposit

3.2. Hilangnya Berat Pada Degradasi Spesimen Biokomposit

Hilangnya berat spesimen untuk waktu pengujian 19-20 minggu. Untuk yang paling kecil pada komposisi 10 wt% nHA. Hilangnya berat sebesar 0,1293 %. Bertambahnya komposisi 20 wt% nHA menjadikan hilangnya berat meningkat yaitu 0,442 %. Komposisi 30 wt% nHA paling tinggi kehilangan beratnya yaitu sebanyak 0,541%. Pola hilangnya berat mulai meningkat drastis setelah minggu ke-9 sampai ke-20, bagaimana diperlihatkan **Gambar 4**.



Gambar 4. Penambahan komposisi nHA terhadap pengaruh persentase hilangnya berat spesimen biokomposit

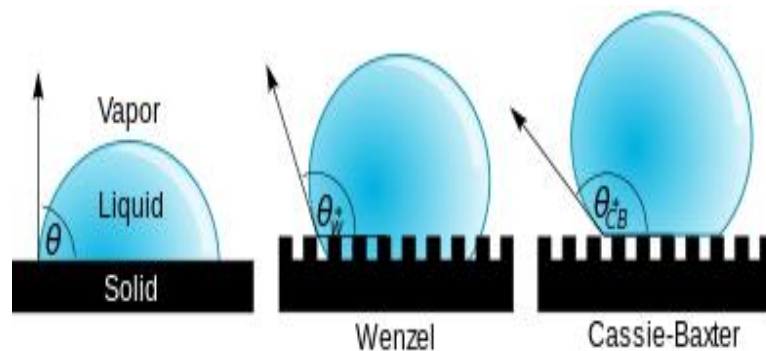
Fenomena penurunan berat spesimen didahului dengan terbentuknya berpori-pori, eskalasi luas permukaan, perubahan topografi, kekasaran pada permukaan, membentuk rongga-rongga, setelah itu terjadi erosi. Fenomena ini diperlihatkan pada **Gambar 5**. Bertambahnya luas permukaan menjadikan keterbasahan permukaan lebih besar, ini mengakibatkan kekasaran

permukaan semakin tinggi. Meningkatnya kekasaran permukaan memicu degradasi lebih cepat akibat laju reaksi hidrolisis, dan erosi permukaan naik [39][40].



Gambar 5. Fenomena degradasi permukaan pada spesimen biokomposit

Gambar 6 menunjukkan cairan SBF melekat pada permukaan kasar pada asperities spesimen. Ini 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 menyebabkan hilangnya berat pada spesimen [41].



Gambar 6. Cairan SBF melekat pada permukaan kasar di asperities spesimen [41]

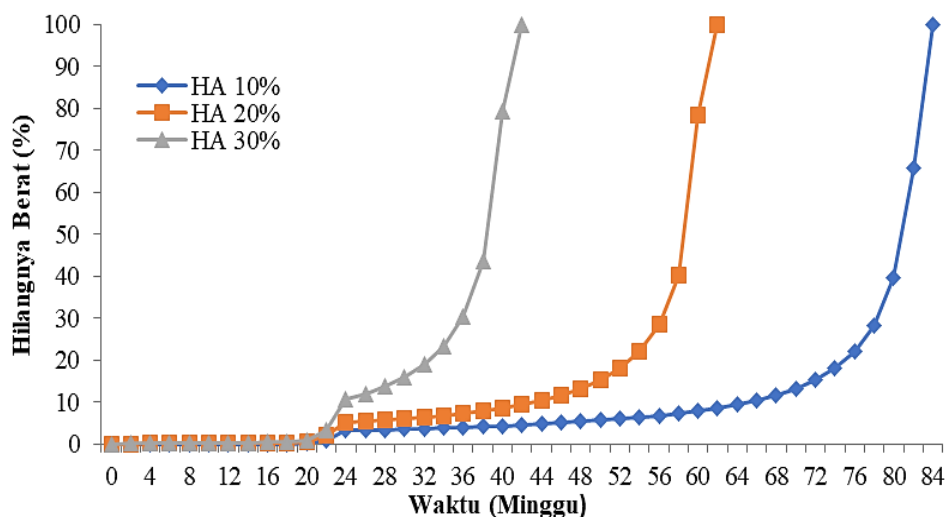
Erosi permukaan pada spesimen biokomposit membuat material kehilangan berat. Menurut Chasin & Langer (1990) erosi polimer secara massal atau *bulk erosion* untuk erosinya tidak terbatas pada permukaan spesimen, sehingga ukuran spesimen lebih kecil, namun struktur geometris tetap normal [42]. Kelebihan erosi permukaan untuk laju degradasinya dapat diprediksi yang ada kaitanya langsung pada proses erosi campuran polimer [30][42]. Proses erosi polimer sebagai matrik melewati degradasi. Urutan proses degradasi diawali dari pembengkakan, difusi oligomer ke monomer, transformasi morfologi, kekasaran permukaan, porositas dan rongga [42][43]. 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 [31][41]. **Gambar 7** memperlihatkan terlepasnya partikel-partikel besar didahului dari retakan-retakan permukaan dikarenakan infiltrasi cairan SBF ke rongga-rongga kecil spesimen.



Gambar 7. 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 [44]. 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 [45].

Gambar 8 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 30 wt% nHA. Disusul penambahan 20 wt% nHA dan 10 wt% nHA. Spesimen 30 wt% nHA untuk hilangnya berat sampai 100% membutuhkan waktu 10 bulan 3 minggu. Selanjutnya spesimen 20 wt% nHA butuh waktu lebih lama, sekitar 15 bulan 1 minggu. Untuk yang paling lama untuk hilangnya berat sampai 21 bulan 1 minggu, dan dimiliki oleh spesimen penambahan 10 wt% nHA. Sesudah ditemukan hasil prediksi waktu hilangnya spesimen, selanjutnya implementasi waktu pemulihan tulang disinkronkan pada tingkatan umur pasien dengan waktu hilangnya berat sampai 100%.



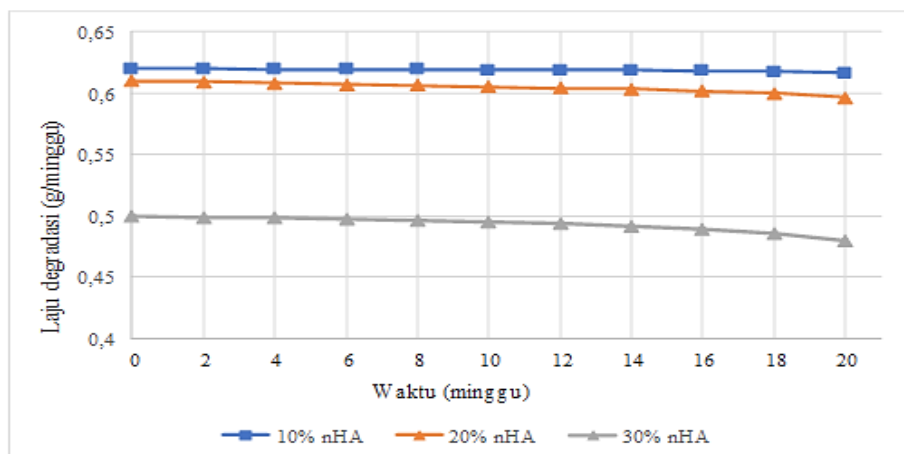
Gambar 8. Memprediksi hilangnya berat sampai 100% berdasarkan penambahan nHA pada spesimen

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 [46]. Tetapi ini berbeda pada pemulihan total tulang yang membutuhkan waktu agak lama sekitar 2-3 tahun [7]. Implementasi spesimen penambahan 10 wt% nHA dengan waktu hilangnya berat paling lama yaitu 1 tahun 9 bulan. Spesimen ini, Implementasi untuk pasien diatas umur 50 tahun atau lansia. Implementasi spesimen penambahan 20 wt% nHA dengan waktu hilangnya berat 1 tahun 3 bulan untuk pasien dewasa (19-44 tahun), sedangkan hilangnya berat kurang dari 1 tahun implementasi ke pasien bayi dan anak-anak, yaitu spesimen penambahan 30 wt% nHA [8][9].

3.3. Laju Degradasi Pada Spesimen Biokomposit

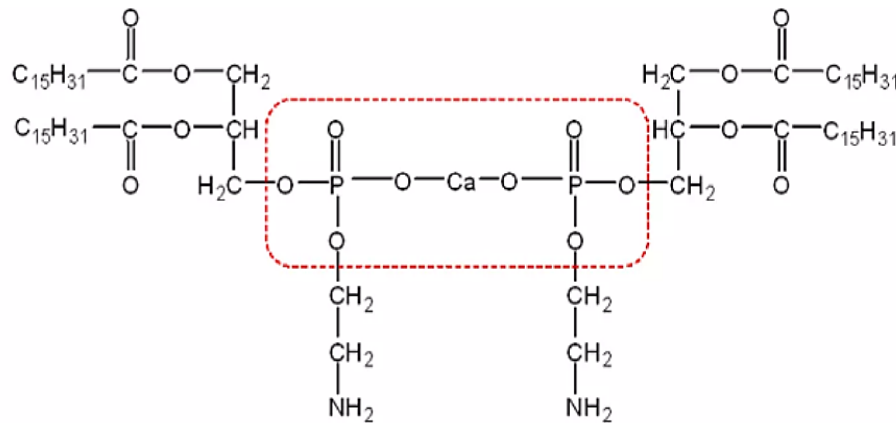
Gambar 9 memperlihatkan laju degradasi terhadap penambahan komposisi wt% nHA. Laju degradasi dari hilangnya berat setiap minggu. Kecenderungan peningkatan laju degradasi pada spesimen terjadi minggu ke 9 sampai ke 13, bagaimana terjadi di spesimen penambahan 10 wt% nHA. Laju degradasi ini paling lambat, yaitu 0,00083 g/minggu. Seiring penambahan nHA untuk laju degradasi menjadi cepat, yaitu spesimen penambahan 20 wt% nHA. Spesimen ini memiliki laju degradasi 0,00254 g/minggu. Laju degradasi paling cepat yaitu 0,00332 g/minggu yang dimiliki pada spesimen penambahan spesimen 30 wt% 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 [8][29].

Melekatnya partikel nHA pada permukaan spesimen cukup besar menumbuhkan 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 disebabkan pemisahan partikel nHA dari matriks polimer PLA/PCL [47]. Pemisahan partikel nHA diawali degradasi polimer bersamaan terlepasnya nHA dilarutan SBF [48]. Infiltasi larutan SBF ke dalam spesimen menjadikan laju degradasi bertambah cepat, karena nHA memiliki sifat hidrofilik atau mudah larut dalam air [49]. 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 [47][50]. Namun, terpisahnya ikatan nHA pada campuran PLA/PCL menumbuhkan terbukanya pori-pori yang besar. Awal terbukanya pori-pori dari bagian pinggir, selanjutnya ke Tengah, dan hanya sebatas permukaan spesimen [48].



Gambar 9. Laju degradasi (g/minggu) terhadap penambahan komposisi nHA

Laju degradasi selain dipengaruhi dari karakteristik material sendiri, juga dipengaruhi lamanya waktu perendaman larutan [49]. Terlepasnya partikel nHA pada spesimen, selanjutnya menempel pada tulang dan berikatan secara kimiawi. Material ini mempunyai daya afinitasnya sangat baik, Selain itu material nHA ada kemiripan struktur kimia seperti jaringan tulang manusia. Material nHA dalam larutan SBF terjadi pelepasan ion Ca^{2+} , dan terbentuk represipitasi apatit (OH^-) dan PO dalam wujud sedimen granular pada lingkungan [51][52]. **Gambar 10** 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 10. Terpisahnya ion nHA yang bereaksi dilarutan SBF dan terbentuk ion Ca^{2+} , OH^- , dan PO [52].

4. Kesimpulan

Laju degradasi biokomposit PLA/PCL/nHA dipengaruhi penambahan nHA. Bertambahnya komposisi nHA mempercepat laju degradasi dan hilangnya berat spesimen. Spesimen dengan komposisi nHA 10 wt% 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, untuk rencana implementasi spesimen pada tingkatan umur pasien. Spesimen penambahan 10 wt% nHA untuk pasien diatas umur 50 tahun atau lansia. Spesimen penambahan 20 wt% 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 Dekan 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. Terima kasih pula kepada Fakultas JPII Undip yang telah mendanai keberlangsungan jurnal ini.

Daftar Pustaka

- [1] I. H. Sinaga. Analisis Numerik Terhadap Sambungan Prototipe Pengganti Rahang Patah Pada Manusia Menggunakan Perangkat Lunak Solidworks. in Skripsi, Universitas Medan Area, Ed., Medan: repository.uma.ac.id. 2022; p. 7. [Online]. Available: <https://repository.uma.ac.id/handle/123456789/17569>
- [2] M. S. Gaston and A. H. R. W. Simpson. Inhibition of fracture healing. J. Bone Jt. Surg. - Ser. B. 2007; 89 (12): 1553–1560. doi: 10.1302/0301-620X.89B12.19671.

- [3] A. R. MacLeod, P. Pankaj, and A. H. R. W. Simpson. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses?. *J. Biomech.* 2012; 45 (9): 1712–1716. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008.
- [4] B. Wongchai. The effect of the configuration of the screw fixation on the interfragmentary strain. *Am. J. Appl. Sci.* 2012; 9 (6): 842–845. doi: 10.3844/ajassp.2012.842.845.
- [5] B. L. Eppley and M. Sadove. Comparison of resorbable and metallic fixation in healing of calvarial bone grafts. *Plastic and Reconstructive Surgery. Indianana University Medical Center, Indianapolis.* 1995; 96 (2): 316–322. doi: 10.1097/00006534-199508000-00009.
- [6] B. L. Eppley and M. Reilly. Degradation characteristics of PLLA-PGA bone fixation devices. *Journal of Craniofacial Surgery.* 1997; 8 (2): 116–120. doi: 10.1097/00001665-199703000-00010.
- [7] R. C. Edwards, K. D. Kiely, and B. L. Eppley. The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001; 59 (1): 19–25. doi: 10.1053/joms.2001.19267.
- [8] Diah Ayu Lestari. Mengapa Patah Tulang pada Anak Lebih Cepat Sembuh Daripada Orang Dewasa?. *hellosehat*, 2021. <https://hellosehat.com/muskuloskeletal/patah-tulang/patah-tulang-anak-cepat-semuh/> (accessed Feb. 09, 2021).
- [9] F. M. Phillips, P. M. Bolt, T. C. He, and R. C. Haydon. Gene therapy for spinal fusion. *Spine J. SUPPL.* 2005; 5(6): S250–S258. doi: 10.1016/j.spinee.2005.02.015.
- [10] H. C. Wu, F. W. Shen, X. Hong, W. V. Chang, and H. Winet. Monitoring the degradation process of biopolymers by ultrasonic longitudinal wave pulse-echo technique. *Biomaterials.* 2003; 24 (22): 3871–3876. doi: 10.1016/S0142-9612(03)00135-2.
- [11] M. Dawoud, I. Taha, and S. J. Ebeid. Mechanical behaviour of ABS: An experimental study using FDM and injection moulding techniques. *J. Manuf. Process.* 2016; 21: 39–45. doi: 10.1016/j.jmapro.2015.11.002.
- [12] J. W. Li, C. F. Du, C. X. Yuchi, and C. Q. Zhang. Application of Biodegradable Materials in Orthopedics. *J. Med. Biol. Eng.* 2019; 39 (5): 633–645, 2019. doi: 10.1007/s40846-019-00469-8.
- [13] P. A. Netti, M. Biondi, and M. Frigione. Experimental studies and modeling of the degradation process of poly(lactic-co-glycolic acid) microspheres for sustained protein release. *Polymers (Basel).* 2020; 12 (9). doi: 10.3390/POLYM12092042.
- [14] E. K. P. Pentti U. Rokkanen, Ole BoKstma, Eero Hirvensalo, E. Antero MaKkelaK and P. T. laK Hannu PaK tiaK laK, Seppo VainionpaKaK, Kimmo Vihtonen. Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials.* 2000; 21 (24): 2607–2613. doi: 10.1586/17434440.1.2.229.
- [15] S. Solechan et al..Investigating the Effect of PCL Concentrations on the Characterization of PLA Polymeric Blends for Biomaterial Applications. *Materials (Basel).* 2022; 15 (20). doi: 10.3390/ma15207396.
- [16] O. Böstman and H. Pihlajamäki. Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: A review. *Biomaterials.* 2000; 21 (24): 2615–2621. doi: 10.1016/S0142-9612(00)00129-0.
- [17] Solechan, J. P. Rubijanto, J. Triyono, and E. Pujiyanto. Study of Making Implant Plate and Screen of Femur Bone Internal Fictation from Hydroxyapatit Bovine and Polymer Biodegradation Material Using 3D Printers on Mechanical Strength. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 2019; 494 (1): 11–18. doi: 10.1088/1757-899X/494/1/012070.
- [18] M. Alizadeh-Osgouei, Y. Li, and C. Wen. A comprehensive review of biodegradable synthetic polymer-ceramic composites and their manufacture for biomedical applications. *Bioact. Mater.* 2019; 4 (1): 22–36. doi:

10.1016/j.bioactmat.2018.11.003.

- [19] E. Pietrzykowska. Preparation of a ceramic matrix composite made of hydroxyapatite nanoparticles and polylactic acid by consolidation of composite granules. *Nanomaterials*. 2020; 10 (6). doi: 10.3390/nano10061060.
- [20] S. Solechan. Characterization of PLA/PCL/Nano-Hydroxyapatite (nHA) Biocomposites Prepared via Cold Isostatic Pressing. *Polymers (Basel)*. 2023; 15 (3): 1–17. doi: 10.3390/polym15030559.
- [21] P. Chen, Q. Shen, G. Luo, M. Li, and L. Zhang. The mechanical properties of W-Cu composite by activated sintering. *Int. J. Refract. Met. Hard Mater*. 2013; 36: 220–224. doi: 10.1016/j.ijrmhm.2012.09.001.
- [22] Z. Jiao, B. Luo, S. Xiang, H. Ma, Y. Yu, and W. Yang. 3D printing of HA / PCL composite tissue engineering scaffolds. *Adv. Ind. Eng. Polym. Res*. 2019; 2 (4): 196–202. doi: 10.1016/j.aiepr.2019.09.003.
- [23] A. Gallo. On the prospect of serum exosomal miRNA profiling and protein biomarkers for the diagnosis of ascending aortic dilatation in patients with bicuspid and tricuspid aortic valve. *Int. J. Cardiol*. 2018; 273 (xxxx): 230–236. doi: 10.1016/j.ijcard.2018.10.005.
- [24] S. Sadudeethanakul, W. Wattanutchariya, W. Nakkiew, A. Chaijaruwanich, and S. Pitjamit. Bending strength and Biological properties of PLA-HA composites for femoral canine bone fixation plate. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng*. 2019; 635 (1). doi: 10.1088/1757-899X/635/1/012004.
- [25] Andrew Ruys. *Alumina Ceramics Biomedical and Clinical Applications* A volume in Woodhead Publishing Series in Biomaterials, 1st ed. English: Elsevier B.V. 2019. doi: <https://doi.org/10.1016/C2017-0-01189-8>.
- [26] G. Xiong. Characterization of biomedical hydroxyapatite/magnesium composites prepared by powder metallurgy assisted with microwave sintering. *Curr. Appl. Phys*. 2016; 16 (8): 830–836. doi: 10.1016/j.cap.2016.05.004.
- [27] A. Arifin, A. B. Sulong, N. Muhamad, J. Syarif, and M. I. Ramli. Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. *Mater. Des*. 2014; 55: 165–175. doi: 10.1016/j.matdes.2013.09.045.
- [28] ISO. ISO 10993-13:2010 Biological evaluation of medical devices. ISO, 2010. <https://www.iso.org/standard/44050.html> (accessed Nov. 22, 2010).
- [29] M. Diba, M. Kharaziha, M. H. Fathi, M. Gholipourmalekabadi, and A. Samadikuchaksaraei. Preparation and characterization of polycaprolactone/forsterite nanocomposite porous scaffolds designed for bone tissue regeneration. *Compos. Sci. Technol*. 2012; 72 (6): 716–723. doi: 10.1016/j.compscitech.2012.01.023.
- [30] A. Göpferich. Mechanisms of polymer degradation and erosion1. *Biomater. Silver Jubil. Compend*. 1996; 17 (2): 117–128. doi: 10.1016/B978-008045154-1.50016-2.
- [31] S. Hassanajili, A. Karami-Pour, A. Oryan, and T. Talaei-Khozani. Preparation and characterization of PLA/PCL/HA composite scaffolds using indirect 3D printing for bone tissue engineering. *Mater. Sci. Eng. C*. 2019;104: 109960. doi: 10.1016/j.msec.2019.109960.
- [32] T. Semba. Effect of Compounding Procedure on Mechanical Properties and Dispersed Phase Morphology of Poly(lactic acid) Polycaprolactone Blends Containing Peroxide. *J. Appl. Polym. Sci*. 2006; 103 (5): 1066–1074. doi: 10.1002/app.
- [33] E. Åkerlund, A. Diez-Escudero, A. Grzeszczak, and C. Persson. The Effect of PCL Addition on 3D-Printable PLA/HA Composite Filaments for the Treatment of Bone Defects. *Polymers (Basel)*. 2022; 14 (16). doi: 10.3390/polym14163305.
- [34] J. P. Mofokeng and A. S. Luyt. Morphology and thermal degradation studies of melt-mixed poly(hydroxybutyrate-co-valerate) (PHBV)/poly(ϵ -caprolactone) (PCL) biodegradable polymer blend nanocomposites with TiO₂ as filler.

- J. Mater. Sci. 2015; 50 (10): 3812–3824. doi: 10.1007/s10853-015-8950-z.
- [35] J. A. Tamada and R. Langer. Erosion kinetics of hydrolytically degradable polymers. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 1993; 90 (2): 552–556. doi: 10.1073/pnas.90.2.552.
- [36] von B. Friederike, S. Luise, and G. Achim. Why degradable polymers undergo surface erosion or bulk erosion. *Biomaterials*. 2002; 23 (21): 4221–4231. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00170-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00170-9)
- [37] E. Wulandari, F. R. A. Wardani, N. Fatimattuzahro, and I. Dewa Ayu Ratna Dewanti. Addition of gourami (*Osphronemus goramy*) fish scale powder on porosity of glass ionomer cement. *Dent. J.* 2022; 55 (1): 33–37. doi: 10.20473/j.djmk.v55.i1.p33-37.
- [38] Z. Fang and Q. Feng. Improved mechanical properties of hydroxyapatite whisker-reinforced poly(l-lactic acid) scaffold by surface modification of hydroxyapatite. *Mater. Sci. Eng. C.* 2014; 35 (1): 190–194. doi: 10.1016/j.msec.2013.11.008.
- [39] M. Mohseni, D. W. Hutmacher, and N. J. Castro. Independent evaluation of medical-grade bioresorbable filaments for fused deposition modelling/fused filament fabrication of tissue engineered constructs. *Polymers (Basel)*. 2018; 10 (1). doi: 10.3390/polym10010040.
- [40] C. X. F. Lam, R. Olkowski, W. Swieszkowski, K. C. Tan, I. Gibson, and D. W. Hutmacher. Mechanical and in vitro evaluations of composite PLDLLA/TCP scaffolds for bone engineering. *Virtual Phys. Prototyp.* 2008; 3 (4): 193–197. doi: 10.1080/17452750802551298.
- [41] M. Allione et al. Micro/nanopatterned superhydrophobic surfaces fabrication for biomolecules and biomaterials manipulation and analysis. *Micromachines*. 2021;12 (12). doi: 10.3390/mi12121501.
- [42] G. S. Kwon and D. Y. Furgeson. *Biodegradable polymers for drug delivery systems*. Woodhead Publishing Limited. 2007. doi: 10.1533/9781845693640.83.
- [43] C. A. Vacanti, K. T. Paige, W. S. Kim, J. Sakata, J. Upton, and J. P. Vacanti. Experimental tracheal replacement using tissue-engineered cartilage. *J. Pediatr. Surg.* 1994; 29 (2): 201–205. doi: 10.1016/0022-3468(94)90318-2.
- [44] Debra D. Wright, *Degradable Polymer Composites*, 1st ed. Boca Raton: CRC Press. 2015. doi: <https://doi.org/10.1201/9781351237970>.
- [45] J. Kost and R. Langer. Responsive polymer systems for controlled delivery of therapeutics. *Trends Biotechnol.* 1992; 10 (C): 127–131. doi: 10.1016/0167-7799(92)90194-Z.
- [46] P. Agus, *Penyembuhan Patah Tulang*, 1st ed. Surabaya: Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga. 1989. [Online]. Available: <http://repository.unair.ac.id/id/eprint/116129>
- [47] C. Shuai et al. Cellulose nanocrystals as biobased nucleation agents in poly-L-lactide scaffold: Crystallization behavior and mechanical properties. *Polym. Test.* 2020; 85 (January): 106458. doi: 10.1016/j.polymertesting.2020.106458.
- [48] H. Zhou and J. Lee. Nanoscale hydroxyapatite particles for bone tissue engineering. *Acta Biomater.* 2011; 7 (7): 2769–2781. doi: 10.1016/j.actbio.2011.03.019.
- [49] W. Weng, G. Han, P. Du, and G. Shen. The effect of citric acid addition on the formation of sol-gel derived hydroxyapatite. *Mater. Chem. Phys.* 2002; 74 (1): 92–97. doi: 10.1016/S0254-0584(01)00399-6.
- [50] D. Tang, R. S. Tare, L. Y. Yang, D. F. Williams, K. L. Ou, and R. O. C. Oreffo. Biofabrication of bone tissue: Approaches, challenges and translation for bone regeneration. *Biomaterials*. 2016; 83: 363–382. doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.01.024.
- [51] J. H. G. Rocha, A. F. Lemos, S. Kannan, S. Agathopoulos, and J. M. F. Ferreira. Hydroxyapatite scaffolds

hydrothermally grown from aragonitic cuttlefish bones. J. Mater. Chem. 2005; 15 (47): 5007–5011. doi: 10.1039/b510122k.

- [52] C. Y. Wee et al. Investigating the degradation behaviour and characteristic changes of phase pure hydroxyapatite (HAp) microsphere scaffolds under static and dynamic conditions. Mater. Technol. 2022; 37 (12): 2242–2254. [Online].