

Uji Kekuatan Mekanik Filamen 3d Printing Suture Anchoring Screw Berbasis Biokomposit Hyrdoxyapatite-Polycaprolactone (HAp-PCL)

Muhamad Bahrul Ulum¹⁾, Muhammad Rizky Aulia Susilo²⁾, dan Achmad Dwitama Karisma^{3*)},

¹²³Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 60111, Indonesia

*) Corresponding author: dwitama@its.ac.id

Abstract

Tear of the rotator cuff is one of the most common injuries in orthopedics. To treat tears in the rotator cuff, in the world of orthopedics, suture anchors are often used. One of the biocomposite materials that can be used as a material for making suture anchors is HAp [Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂]. HAp is usually combined with polymers as composites to overcome the limitations of its mechanical properties. One of the polymers that can be utilized is Polycaprolactone (PCL). Therefore, further research is needed regarding the combination of mixing Hydroxyapatite (HAp) with Polycaprolactone (PCL) in the manufacture of material filaments for 3D Printing suture anchors. To determine the effect of the variables that have been determined, the suture anchor is tested. The selected test is to carry out a mechanical test of the tensile test of the 3D Printing suture anchor filament. Variable mixing ratio of PCL : HAp in making filament with mixing ratios, namely 5%, 20%, 25%, and 30% of HAp. The results of this study showed that the maximum acceptable stress (MPa) for each filament variable decreased as the percentage of HAp in the composite increased.

Abstrak

Robekan pada rotator cuff merupakan salah satu cedera yang paling sering ditemui dalam dunia orthopedi. Untuk mengobati robekan pada rotator cuff, di dalam dunia orthopedi sering menggunakan suture anchor. Salah satu bahan biokomposit yang dapat digunakan sebahai bahan pembuatan suture anchor yaitu yaitu HAp [Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂]. HAp biasanya dikombinasikan dengan polimer sebagai komposit untuk mengatasi keterbatasan sifat mekaniknya. Salah satu polimer yang dapat dimanfaatkan yaitu Polycaprolactone (PCL). Maka dari itu perlu adanya penelitian lebih lanjut mengenai kombinasi pencampuran Hidroksiapatit (HAp) dengan Polycaprolactone (PCL) pada pembuatan filamen bahan untuk 3D Printing suture anchor. Untuk mengetahui pengaruh dari variabel yang telah ditentukan, dilakukan pengujian terhadap suture anchor. Pengujian yang dipilih yaitu dengan melakukan pengujian mekanik uji tarik filamen 3D Printing suture anchor. Variabel rasio pencampuran PCL : HAp dalam membuat filamen dengan rasio pencampuran, yaitu 5%, 20%, 25%, dan 30% dari HAp. Hasil dari penelitian ini didapatkan bahwa nilai maksimum tekanan atau stress (MPa) yang dapat diterima tiap variabel filamen mengalami penurunan seiring bertambahnya persentase HAp dalam komposit.

Kata kunci : HAp, PCL, Rotator Cuff, Suture Anchor, and 3D Printing Filament

PENDAHULUAN

Dalam penelitian medis, studi tentang tulang manusia telah melibatkan pengembangan metode diagnostik dan terapeutik untuk berbagai penyakit tulang, seperti osteoporosis, osteogenesis imperfecta, dan kanker tulang. Selain itu, penelitian tentang tulang manusia juga mencakup perbaikan dan regenerasi tulang yang rusak atau hilang, baik melalui teknik bedah atau non-bedah. Beberapa penelitian terbaru juga mengeksplorasi penggunaan teknologi seperti pencetakan 3D dan biomaterial untuk mengembangkan kerangka buatan yang dapat diintegrasikan dengan jaringan tulang manusia dan meningkatkan proses penyembuhan tulang [1].

Rotator cuff adalah sekelompok empat otot yang membungkus sendi bahu dan bertanggung jawab untuk mempertahankan stabilitas dan memungkinkan gerakan bahu. Rotator cuff sering mengalami cedera pada atlet dan orang yang sering menggunakan lengan atas untuk pekerjaan sehari-hari, seperti pegawai konstruksi dan pengangkat beban berat. Cedera rotator cuff dapat mengakibatkan nyeri bahu, kelemahan, dan pembatasan gerakan. Cedera ini dapat disebabkan oleh trauma akut atau penggunaan berulang yang berlebihan, dan dapat terjadi pada salah satu atau lebih dari empat otot rotator cuff. Cedera kecil biasanya dapat diobati dengan terapi fisik, sementara cedera yang lebih serius mungkin memerlukan operasi untuk memperbaiki kerusakan jaringan [2].

Suture anchor adalah perangkat medis yang digunakan dalam prosedur bedah ortopedi untuk mereparasi atau merekonstruksi jaringan lunak atau tulang. Perangkat ini dirancang untuk menstabilkan jaringan atau tulang dengan menggunakan jahitan (suture) yang terhubung pada jaringan atau tulang yang sakit atau cedera. Suture anchor biasanya terbuat dari bahan seperti titanium atau polimer yang tahan terhadap kekuatan dan beban [3].

Suture anchor umumnya digunakan dalam prosedur bedah ortopedi, terutama dalam operasi sendi, seperti bahu (rotator cuff repair), lutut, atau pergelangan kaki. Mereka digunakan untuk mereposisi jaringan atau tulang yang rusak atau longgar dan memperkuat struktur anatomis yang terlibat [4].

Hidroksiapatit (HAp) merupakan bahan yang banyak digunakan dalam aplikasi kedokteran tulang, seperti penguatan tulang, perbaikan kerusakan tulang, dan pemulihan gigi. HAp merupakan mineral alami yang ditemukan dalam tubuh manusia dan merupakan komponen utama dari tulang dan gigi. Oleh karena itu, HAp dianggap sebagai bahan yang sangat biokompatibel dan memiliki kemampuan osteokonduktif yang baik, yang berarti dapat merangsang pertumbuhan tulang [5]. Sifat-sifat HAp, seperti kekerasan, stabilitas kimia, dan kemampuan untuk membentuk ikatan dengan jaringan tulang, membuatnya menjadi bahan yang menarik untuk digunakan dalam aplikasi kedokteran. Selain itu, HAp juga dapat disintesis secara buatan dengan berbagai metode sintesis, yang memungkinkan untuk dihasilkan dalam berbagai bentuk dan ukuran yang dapat disesuaikan dengan aplikasi spesifik. Namun, meskipun HAp memiliki sifat yang menguntungkan, ada juga beberapa kelemahan yang perlu dipertimbangkan dalam penggunaannya, seperti biodegradabilitas yang lambat dan kecenderungan terjadinya reaksi inflamasi jika tidak diterapkan dengan benar [6]. Oleh karena itu, penelitian terus dilakukan untuk mengembangkan metode dan teknologi baru dalam penggunaan HAp dalam aplikasi kedokteran, dengan tujuan untuk meningkatkan efektivitas dan keamanannya [7]. Blending HAp dapat dilakukan melalui berbagai metode, seperti pencampuran fisik, pengecoran, dan elektrospinning. Selain itu, penambahan bahan pengisi atau bahan dasar lainnya juga dapat meningkatkan sifat fisikokimia dan biologis HAp. Penelitian blending HAp dan PCL yang terus berkembang diharapkan dapat memberikan kontribusi besar bagi kemajuan kedokteran dan teknologi. Dengan sifat-sifat uniknya, HAp dapat digunakan dalam berbagai aplikasi medis, seperti pada bidang ortopedi, implant gigi, dan regenerasi jaringan [8].

Meskipun hidroksiapatit telah terbukti efektif dalam memicu pertumbuhan tulang, material ini memiliki sifat mekanik yang kurang memuaskan [4]. Oleh karena itu, salah satu cara yang umum dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanik hidroksiapatit adalah dengan mencampurnya dengan polimer yang cocok. Menurut Elangomannan, polimer biasanya dicampurkan ke dalam

hidroksiapatit agar sifat mekaniknya menjadi lebih baik tanpa memberikan efek negatif pada tubuh manusia [9]. Untuk mengatasi keterbatasan sifat mekanik hidroksiapatit, biasanya hidroksiapatit dikombinasikan dengan bahan organik dan biopolimer untuk membentuk komposit. Salah satu jenis biopolimer yang sering digunakan sebagai komposit hidroksiapatit adalah Polycaprolactone [7]. Partikel hidroksiapatit yang dicampur dengan Polycaprolactone telah menunjukkan sifat osteokonduktif dan toksisitas yang rendah [6], sehingga penggunaannya mendapat perhatian khusus.

Dalam penelitian ini, senyawa polycaprolactone dicampurkan dengan senyawa hidroksiapatit murni untuk membentuk filamen 3D yang akan menjadi bahan utama dalam pembuatan suture anchor. Variabel yang digunakan adalah rasio pencampuran PCL:HAp sebesar 5%, 20%, 25%, dan 30% dari HAp. Kekuatan mekanik dari hasil filamen akan diuji melalui uji tarik untuk mengetahui kekuatan filamen 3D printing hasil campuran HAp:PCL. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh rasio pencampuran HAp:PCL terhadap filamen 3D Printing yang dihasilkan serta kemampuannya untuk digunakan dalam pembuatan suture anchor.

METODOLOGI PENELITIAN

Alat dan Bahan Penelitian

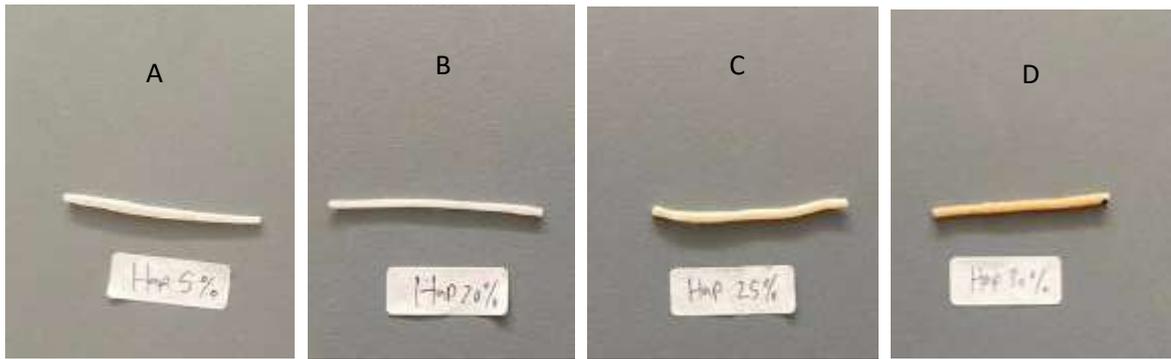
Bahan yang digunakan dalam percobaan ini adalah larutan CH_3COOH , Hidroksiapatit, PCL, Aquades, Aluminium Foil Sedangkan, Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah *Beaker Glass* 250 mL, Cawan, Erlenmeyer 250 mL, Kertas Saring, Termometer, Labu Ukur 250 mL, Batang Pengaduk, *Shaker*, Oven, Neraca Analitik, Pipet Tetes, Kaca Arloji, Spatula, Buret, 1 *Set Extruder*, Seperangkat alat uji mekanik, *Magnetic Stirrer*, *Waterbath Sonicator*, dan *Hot Plate Stirrer*.

Tahap Pembuatan Filamen 3D

Partikel PCL dan HAp dengan persentase massa HAp sebesar 5%, 20%, 25%, dan 30% ditimbang dengan menggunakan neraca analitik. Campuran dua jenis partikel tadi dilarutkan menggunakan pelarut CH_3COOH , kemudian diletakkan ke dalam gelas beaker untuk selanjutnya dipanaskan pada alat *Hot Plate Stirrer* pada suhu 60°C selama 2 jam hingga homogen. Setelah homogen, campuran tersebut diradiasikan dengan gelombang ultrasonik pada alat *Water Bath Sonicator* pada suhu 80°C selama 30 menit. Kemudian, campuran dikeringkan pada suhu ruangan 26°C selama 24 jam. Setelah proses pengeringan, sampel selanjutnya dioven pada suhu 110°C selama 30 menit. Setelah pengovenan, sampel di keringkan pada suhu ruangan kembali selama 24 jam. Setelah mengalami periode pengeringan selama 24 jam, filamen diekstruksi menggunakan alat *single Screw Extruder* dengan suhu maksimal 120°C , dan filamen ditarik di atas roller. Untuk mengetahui sifat-sifat dan kemampuan material yang dihasilkan, dilakukan uji mekanik, yang melibatkan uji tarik untuk mengukur kekuatan daya tarik mekanik dari filament 3D Printing.

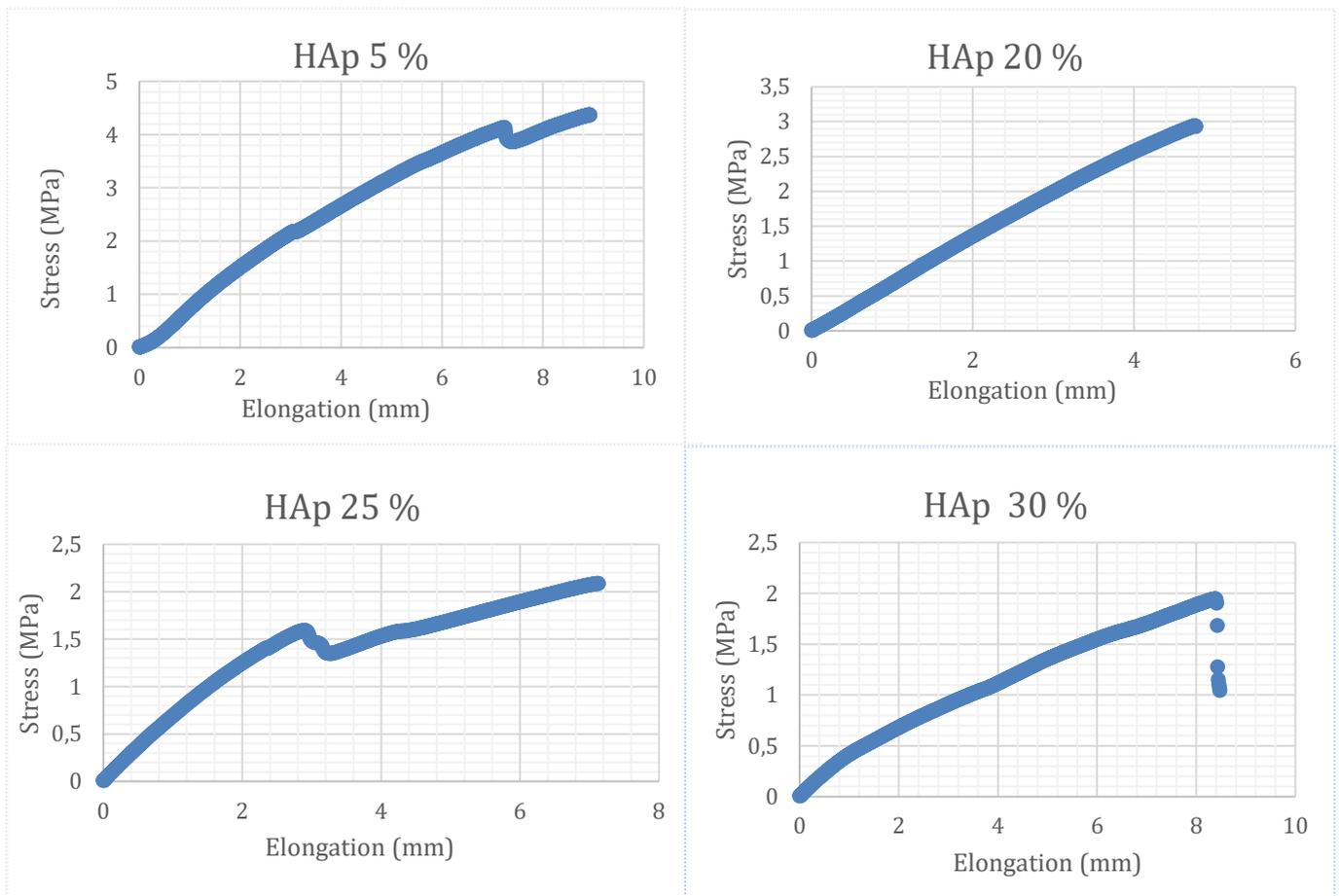
HASIL DAN PEMBAHASAN

Filamen yang dihasilkan memiliki panjang yang bervariasi. Dalam membuat filamen, hidroksiapatit yang telah terbentuk dicampurkan dengan PCL, pencampuran HAp dan PCL ini dilakukan dengan perbandingan persentase HAp sebanyak 5%, 20%, 25% dan 30%. Penambahan PCL dalam pembuatan filamen ini bertujuan untuk mengoptimalkan sifat hidroksiapatit. Penambahan PCL dapat meningkatkan kekuatan tarik dan bioaktivitas dalam filamen, serta dapat menambah fleksibilitas dan ketangguhan dari filamen. Filamen tadi selanjutnya diuji mekanik menggunakan alat uji tarik. Berikut merupakan filamen yang dihasilkan setelah diuji tarik:



Gambar 1. (A)Variabel HAp 5 %; (B)Variabel HAp 20 %; (C)Variabel HAp 25 %; (D)Variabel HAp 30 %.

Untuk mengetahui kekuatan struktur dari filamen maka perlu adanya uji *mechanical strenght* dengan parameter uji yaitu *Stress* (MPa) dan *Elongation* (mm). Kemudian didapat hasil pengujian tarik dengan *Stress* (MPa) dan *Elongation* (mm) yang dapat dilihat pada **Gambar 2.** berikut :



Gambar 2. Grafik *Stress* (MPa) vs *Elongation* (mm) dalam Pengujian Kuat Tarik

Pada **Gambar 2.** Nilai maksimum tekanan atau *stress* (MPa) yang dapat diterima tiap variabel filamen mengalami penurunan seiring bertambahnya persentase HAp dalam komposit. Nilai maksimum tekanan atau *stress* (MPa) dan nilai maksimum *elongation* (mm) yang ada dalam tiap perbandingan rasio dapat dilihat dalam **Tabel 1.** dibawah ini:

Tabel 1. Perbandingan Max Stress (MPa) vs Max Elongation (mm) Setiap Variasi persen HAp

Variabel (% HAp)	Max Stress (MPa)	Max Elongation (mm)
5 %	4.369	8.91
20 %	2.929	4.764
25 %	2.088	7.125
30 %	1.906	8.48

Tabel 1. menunjukkan perbandingan *maximum stress* dan *maximum elongation* tiap variasi persen HAp. Nilai maksimum tekanan atau *maximum stress* yang dapat diterima tiap variabel filamen mengalami penurunan seiring bertambahnya persentase HAp dalam komposit, dikarenakan semakin kecil atau sedikit partikel HAp yang menjadi *effective nucleating agent* akan membuat interaksi interfacial karakteristik dengan matrix PCL semakin kuat [10]. Variasi konsentrasi PCL dan HAp ternyata tidak berpengaruh secara langsung dengan nilai *maximum elongation*. Untuk variabel 5%, 20 %, 25% , dan 30% *Max Elongation*-nya tidak terlalu berbeda jauh. Hal ini disebabkan oleh besar konsentrasi PCL dan HAp yang menghasilkan ikatan hidrogen tidak terlalu signifikan, sehingga nilai elongasi pada setiap variasi variabel konsentrasi HAp hampir semuanya sama [9]. Untuk variabel 20% nilai *Max Elongation*nya memiliki rentang yang jauh jika dibandingkan dengan variabel lainnya. Hal ini disebabkan variabel biokomposit HAp dan PCL memiliki perbedaan ukuran panjang filamen dan diameter filamen yang berbeda jauh antara satu dan lainnya yang mana semakin kecil perbandingan antara panjang ukur benda yang diuji tarik dengan diameternya maka semakin naik nilai elongationnya dan begitu pula sebaliknya [11].

PLA (*Polylactic Acid*) dan HIPS (*High Impact Polystyrene*) adalah bahan yang sering dipakai untuk filamen 3D Printing. *Maximum elongation* PLA adalah 5.13 mm sedangkan *Maximum elongation* HIPS adalah 1.9 mm. *Maximum stress* PLA adalah 0.27 MPa sedangkan *Maximum stress* HIPS adalah 3.44 MPa [12]. Dari **Tabel 1.** dapat diketahui bahwa *maximum elongation* variabel 5%, 25%, dan 30% melebihi *Maximum elongation* PLA dan HIPS, sedangkan *maximum elongation* pada variabel 20 % tidak melebihi *Maximum elongation* PLA tetapi melebihi *Maximum elongation* HIPS. *Maximum stress* variabel 20%, 25%, dan 30% tidak melebihi *maximum stress* HIPS tetapi melebihi *maximum stress* PLA, sedangkan *maximum stress* pada variabel 5 % melebihi *Maximum stress* PLA dan HIPS.

KESIMPULAN

Panjang filamen ditentukan dari seberapa konstan diameter filamen tersebut terhadap satuan waktu. Hal ini dibuktikan pada saat ekstruder mulai mengeluarkan filamen, dikarenakan diameter filamen yang keluar terkadang tidak konstan tiap detiknya filamen tersebut cenderung mengecil dan terputus sendiri akhirnya, jadi bisa disimpulkan semakin panjang filamen maka semakin konstan pula diameter filamen terhadap perubahan waktu. Hal ini juga disebabkan gangguan pendorongan material oleh screw, pendinginan oleh kipas, dan kecepatan penarikan filamen yang akan mengakibatkan keluaran dari proses ekstrusi tidak konsisten dan berpengaruh terhadap diameter. Nilai maksimum tekanan atau stress (MPa) yang dapat diterima tiap variabel filamen mengalami penurunan seiring bertambahnya persentase HAp dalam komposit dikarenakan semakin kecil atau sedikit partikel HAp yang menjadi *effective nucleating agent* akan membuat interaksi interfacial karakteristik dengan matrix PCL semakin kuat. pada variasi perlakuan konsentrasi PCL dan HAp ternyata tidak berpengaruh secara langsung dengan nilai perpanjangan

saat putus. Untuk variabel yang Max Elongationnya memiliki rentang yang jauh jika dibandingkan dengan variabel lainnya itu karena disebabkan beberapa variabel biokomposit HAp PCL memiliki perbedaan ukuran panjang filamen dan diameter filamen yang berbeda jauh antara satu dan lainnya yang mana semakin kecil perbandingan antara panjang ukur benda yang diuji tarik dengan diameternya maka semakin naik nilai elongationnya dan begitu pula sebaliknya.

UCAPAN TERIMAKASIH

Ucapan terima kasih kami sampaikan pada pihak terkait yang telah membantu kelancaran penelitian ini, yaitu terutama Departemen Teknik Kimia Industri Fakultas Vokasi ITS.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] E. Malikmammadov, T. E. Tanir, A. Kiziltay, V. Hasirci, and N. Hasirci, "PCL and PCL-based materials in biomedical applications," *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.*, vol. 29, no. 7–9, pp. 863–893, 2018, doi: 10.1080/09205063.2017.1394711.
- [2] R. W. Liu, P. H. Lam, H. M. Shepherd, and G. A. C. Murrell, "Tape versus suture in arthroscopic rotator cuff repair: Biomechanical analysis and assessment of failure rates at 6 months," *Orthop. J. Sport. Med.*, vol. 5, no. 4, pp. 1–7, 2017, doi: 10.1177/2325967117701212.
- [3] P. Makkar, S. K. Sarkar, A. R. Padalhin, B. G. Moon, Y. S. Lee, and B. T. Lee, "In vitro and in vivo assessment of biomedical Mg–Ca alloys for bone implant applications," *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, vol. 16, no. 3, pp. 126–136, 2018, doi: 10.1177/2280800017750359.
- [4] S. Ergün, U. Akgün, F. A. Barber, and M. Karahan, "The Clinical and Biomechanical Performance of All-Suture Anchors: A Systematic Review," *Arthrosc. Sport. Med. Rehabil.*, vol. 2, no. 3, pp. e263–e275, 2020, doi: 10.1016/j.asmr.2020.02.007.
- [5] Z. Li, X. Gu, S. Lou, and Y. Zheng, "The development of binary Mg-Ca alloys for use as biodegradable materials within bone," *Biomaterials*, vol. 29, no. 10, pp. 1329–1344, 2008, doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.12.021.
- [6] M. R. Nikpour, S. M. Rabiee, and M. Jahanshahi, "Synthesis and characterization of hydroxyapatite/chitosan nanocomposite materials for medical engineering applications," *Compos. Part B Eng.*, vol. 43, no. 4, pp. 1881–1886, 2012, doi: 10.1016/j.compositesb.2012.01.056.
- [7] K. Ishikawa, E. Garskaite, and A. Kareiva, "Sol–gel synthesis of calcium phosphate-based biomaterials—A review of environmentally benign, simple, and effective synthesis routes," *J. Sol-Gel Sci. Technol.*, vol. 94, no. 3, pp. 551–572, 2020, doi: 10.1007/s10971-020-05245-8.
- [8] M. T. H. Eslami, M. Solati-Hashjin, "Synthesis and characterization of hydroxyapatite nanocrystals via chemical precipitation technique," *Iran. J. Pharm. Sci.*, vol. 4, no. 2, pp. 127–134, 2008.
- [9] R. Z. Hasibuan *et al.*, "PENGARUH KONSENTRASI POLIKAPROLAKTON DAN KOMPATIBILISER ASAM MALEAT ANHIDRIDA TERHADAP KARAKTERISTIK KOMPOSIT BIOPLASTIK MAIZENA-GLUKOMANAN," vol. 10, no. 4, pp. 398–410,

2022.

- [10] A. Baji, S. C. Wong, T. S. Srivatsan, G. O. Njus, and G. Mathur, "Processing methodologies for polycaprolactone-hydroxyapatite composites: A review," *Mater. Manuf. Process.*, vol. 21, no. 2, pp. 211–218, 2006, doi: 10.1081/AMP-200068681.
- [11] S. Mekanik, P. Baja, and B. Polos, "Pengaruh variabel panjang ukur batang uji tarik terhadap sifat mekanik pada baja beton polos," pp. 1–7.
- [12] R. Singh, R. Kumar, I. Farina, F. Colangelo, L. Feo, and F. Fraternali, "Multi-material additive manufacturing of sustainable innovative materials and structures," *Polymers (Basel)*, vol. 11, no. 1, pp. 1–14, 2019, doi: 10.3390/polym11010062.