Analisis Sifat Mekanis Komposit (PLA, *Chitosan* dan *Calcium Prosphate*) untuk Implan Tulang

M. Luqman SF[1]*, Onny Ujianto[2], Imam Mahfud[1], M. Zaenudin[1]

[1]Program Stud Teknik Mesin, Universitas Global Jakarta
Depok, 16412, Indonesia
Jl. Boulevard Grand Depok City, Tirtajaya, Kec. Sukmajaya, Kota Depok, Jawa Barat 16412
[2]Badan Riset dan Inovasi Nasional, Pusat Riset Teknologi Polimer
Jl. Sentra Teknologi Polimer, Muncul, Kec. Setu, Kota Tangerang Selatan, Banten 15314
*Corresponding author : luqmanfikri@jgu.ac.id

Abstract

This study explores the mechanical properties of composites made from polylactic acid (PLA), chitosan, and calcium phosphate, which have potential applications in bone tissue engineering due to their biocompatibility and biodegradability. This study aims to optimize the strength and durability of composites for biomedical use, focusing on tensile strength, elongation, and surface hardness. The research method was to mix all materials (polylactic acid, chitosan, calcium phosphate) into an internalmixer, the result of mixing the materials was hot compressed in a mold. The results of this study found that the addition of calcium phosphate increased the tensile strength and hardness of the PLA matrix up to the optimal concentration, the highest tensile strength value of 80 MPa while chitosan increased elasticity and ductility. The hardness test results showed an average value of 309 HV/100. The combination of these materials resulted in a balanced composite with better mechanical properties.
Keywords**:** *Polylactic acid, Chitosan, Calcium Prosphate, tensile strength, hardness.*

Abstrak

Penelitian ini mengeksplorasi sifat mekanik komposit yang terbuat dari Asam polilaktat (PLA), kitosan, dan kalsium fosfat, yang memiliki aplikasi potensial dalam rekayasa jaringan tulang karena biokompatibilitas dan biodegradabilitasnya. Penelitian ini bertujuan untuk mengoptimalkan kekuatan dan daya tahan komposit untuk penggunaan biomedis, dengan fokus pada kekuatan tarik, perpanjangan, dan kekerasan permukaan. Metode penelitian dengan mencampur seluruh bahan (Asam polilaktat, kitosan, kalsium fosfat) kedalam internalmixer, hasil pencampuran bahan dikompres panas didalam cetakan. Hasil penelitian ini menemukan bahwa penambahan kalsium fosfat meningkatkan kekuatan tarik dan kekerasan matriks PLA hingga konsentrasi optimal, nilai kuat tarik tertinggi sebesar 80 MPa sementara kitosan meningkatkan elastisitas dan keuletan. Hasil uji kekerasan menunjukkan nilai rata-rata sebesar 309 HV/100 kombinasi bahan-bahan ini menghasilkan komposit yang seimbang dengan sifat mekanik yang lebih baik.
Kata kunci: Asam polilaktat, Kitosan, Kalsium Prosprat, kekuatan tarik, kekerasan.

1. Pendahuluan

Asam polilaktat, kitosan, dan kalsium fosfat terkenal dengan biokompatibilitas, biodegradabilitas, dan aplikasi prospektifnya dalam penelitian biomedis, khususnya rekayasa jaringan tulang. Rekayasa jaringan tulang komposit menggunakan Asam polilaktat (PLA), kitosan, dan kalsium fosfat untuk meningkatkan kekuatan mekanik, bioaktivitas, dan osteokonduktivitas. PLA bertindak sebagai matriks perancah yang kaku, sedangkan kitosan meningkatkan fleksibilitas dan proliferasi sel, seperti yang ditunjukkan pada komposit PLA/kitosan yang dicangkokkan-PLA [1].

Masing-masing bahan (PLA/kitosan/ kalsium fosfat) memiliki kontribusi kualitas yang berbeda pada komposit, yang meningkatkan kinerja mekanis dan biologisnya. PLA adalah polimer *biodegradable* yang terbuat dari sumber daya terbarukan seperti tepung jagung dan tebu. PLA banyak digunakan dalam implan medis, perancah, dan sistem pengiriman obat karena biokompatibilitas, ketahanan mekanis, memberikan kemampuan proses yang baik, kekakuan tinggi, dan kekuatan tarik, sehingga berguna sebagai komponen

DOI: http://dx.doi.org/10.24127/trb.v13i2.3833
Received November 27, 2024; Received in revised form December 18, 2024; Accepted December 27, 2024
Available online December 31, 2024

struktural dalam komposit [2]. Namun, PLA memiliki keterbatasan, seperti ketahanan benturan yang rendah dan kerapuhan [3]. Kitosan termasuk turunan protein yang terdiri dari unit 2-amino-2-deoksi-D-glukosa dan 2-asetamido-2-deoksi- D-glukosa. Kitosan memiliki bio-kompatibilitas yang sangat baik, sifat antimikroba, dan bio-degradabilitas, sehingga sangat berharga dalam aplikasi medis dan farmasi. Serta dapat meningkatkan fleksibilitas komposit dan mendorong adhesi dan pertumbuhan sel, yang penting untuk regenerasi jaringan. Namun, kekuatan mekaniknya yang relatif buruk dan degradasi yang cepat dapat membatasi penggunaannya dalam aplikasi berkekuatan tinggi[4]. Oleh karena itu, menggabungkan kitosan dengan matriks yang lebih kuat secara mekanis seperti PLA dapat menciptakan komposit yang lebih seimbang [5].

Kalsium fosfat, khususnya hidroksiapatit (Hap), dikenal luas karena osteo-konduktifitasnya yang tinggi, menjadikannya pesaing yang baik untuk bahan perbaikan tulang. Kalsium fosfat meningkatkan bioktivitas dan kualitas mekanik komposit, sehingga cocok untuk rekayasa jaringan tulang dan fase kristal CaP yang paling stabil secara termodinamika [6]. Terlepas dari manfaat ini, kalsium fosfat dapat rapuh dan sulit untuk diproses, terutama pada konsentrasi tinggi, sehingga mengurangi karakteristik mekanik komposit [7]. Tujuan utama dari penelitian ini untuk memaksimalkan sifat mekanik komposit berbasis PLA yang diperkuat dengan kitosan dan kalsium fosfat serta mengembangkan komposit dengan kekuatan tarik, fleksibilitas, dan kekerasan permukaan yang seimbang yang dapat digunakan dalam perancah tulang. Pertanyaan utama yang dibahas dalam penelitian ini bagaimana mencapai keseimbangan yang tepat antara kekuatan mekanik yang diberikan oleh PLA dan kalsium fosfat serta fleksibilitas dan bio-kompatibilitas yang diberikan oleh kitosan. Penelitian ini menyelidiki berbagai komposisi PLA, kitosan, dan CaP untuk menemukan kombinasi terbaik untuk kinerja mekanik dan biologis.

Penelitian ini menggunakan pengujian tarik dan kekerasan untuk mengevaluasi kekuatan dan kelemahan masing-masing kombinasi, memberikan wawasan yang jelas tentang bagaimana meningkatkan sifat komposit *biodegradable*.

2. Metode Penelitian

Metode awal dengan pencampuran seluruh bahan dan selanjutnya pelelehan namun kombinasi PLA, kitosan, dan kalsium fosfat merupakan hal baru. Komponen baru dari penelitian ini adalah modifikasi konsentrasi pengisi yang tepat untuk menyeimbangkan karakteristik mekanis dengan bioaktivitas, yang memungkinkan peneliti lain untuk mereplikasi temuan ini. Dimasukkannya kitosan dan kalsium fosfat dalam rasio yang bervariasi, dikombinasikan dengan metodologi pengujian sifat mekanik memberikan wawasan penuh tentang perilaku komposit [8][9].

2.1 Material *data sheet* setiap bahan

Asam laktat memiliki merek dagang *Indofilm water resistant*, disporal 3-6 bulan, ukuran pelet 2-3 mm, standar densitas ASTM D792 1.2-1.3 g/cm3, *melt flow index* (190◦C/2.16 kg) dengan standar ASTM D1238 sebesar 5.0-9.0 g/10 min, *Moisture content* dengan metode *internal max* 1.0 %. Kitosan memiliki ukuran partikel: *Mesh* 30-80, kelembaban dan residu pengapian = min 10% & min 1,5%, viskositas & derajat deasetilasi = 20-100mPas & min 84, Logam Berat dengan maksimum 20ppm. Kalsium fosfat dengan ukuran (0.2-1.2 mm) Spesifikasi >90 dengan metode pengujian GB 22548-2017 kadar PH 3-4, *Moisture* (H2O) 0.07 dengan tipe *Mono Calcium Phosphate*/MCP 22%min. *Moisture* (H2O) 0.07 dengan tipe Mono *Calcium Phosphate*/MCP 22%min.

(a) (b) (c)

Gambar 1. (a)Kitosan, (b) Asam polilaktat, (c) Kalsium fosfat.

Pencampuran bahan :

Teknik pencampuran bahan komposit (PLA, kitosan dan kalsium fosfat) dengan metode pelelehan PLA dilebur pada suhu 180 °C bersama dengan kitosan dan kalsium fosfat dalam ekstruder (6 wt% kitosan, 10 wt% CaP) [10]. Volume dan ukuran campuran dicetak menjadi spesimen uji tarik berukuran 140 mm× 20 mm × 4 mm mengacu ke ASTM E-8 [11] dan didinginkan hingga mencapai suhu ruang. Setiap komposisi dibuat rangkap tiga untuk memastikan reproduktifitas

Tabel 1. Formula komposit dalam satuan (gram).

No	*Polylactic Acid*	*Calcium Prosphates*	*Chitosan*
1	37.8	4.5	2,7

Gambar 2. Alat timbang bahan

Proses penimbangan sangat penting untuk formulasi yang tepat dari bahan komposit, yang terdiri dari asam poli laktat (PLA), kitosan, dan kalsium fosfat dengan rasio berat spesifik masing- masing 84%, 6%, dan 10%. Ketepatan proses ini secara langsung mempengaruhi performa mekanis dan biologis dari material komposit. Proses ini dimulai dengan membersihkan timbangan digital dan wadah, mengkalibrasi peralatan, dan memeriksa bahan untuk mengetahui adanya ketidakkonsistenan tekstur atau kotoran. PLA bahan pertama yang ditimbang, dengan 37,8 gram diperlukan untuk total berat komposit 45 gram. Kitosan, komponen bioaktif, ditimbang 2,7 gram (6% dari total berat komposit), dan bubuk ditimbang secara seragam untuk menghindari penggumpalan. Kalsium fosfat, bahan penguat, ditimbang sebanyak 4,5 gram untuk formulasi ini, dan bubuk dipindahkan ke wadah yang bersih dan kering. Setelah setiap komponen ditimbang secara akurat, massa total diverifikasi agar sesuai dengan formulasi yang diinginkan. PLA, kitosan, dan kalsium fosfat yang telah ditimbang kemudian dicampur menggunakan proses pencampuran leleh atau metode lain untuk memastikan penyebaran yang seragam di seluruh matriks komposit. Protokol penimbangan yang tepat, dapat menjaga integritas komposisi bahan, memungkinkan hasil yang andal dan dapat direproduksi dalam pengujian mekanis dan biologis lebih lanjut [12].

Gambar 3. Bahan yang telah ditimbang disatukan dalam wadah plastik

Campuran PLA, kitosan, dan kalsium fosfat berbentuk butiran kecil berwarna putih keabu-abuan. Disimpan dalam kantong plastik *zip-lock*, menunjukkan dua kelompok yang terpisah. Campuran ini digunakan dalam rekayasa jaringan tulang dan aplikasi implan

biomedis untuk perancah dan struktur pendukung.

Gambar 4. Mesin Haake type 557-1302

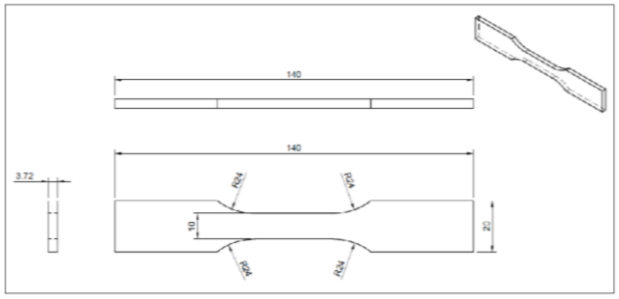
Spesifikasi alat : Tipe: *Thermo Haake Rheomix* Typ 577-1302, Bahan: Baja tahan karat 1.4301 304), Motor: 7,5 kW, 230/400 volt, Kecepatan: 0-250 rpm, Tinggi total: 1,10 m, Luas lantai: 0,44x1,32 m, *Thermo* haake *Rheomix* TIP 577-1302. Dengan rotor cam set ekstra untuk *Rheocord Rheomix*, tipe 300P, kisaran kecepatan 2-200 rpm, kisaran torsi 0-300 Nm Bangku, tipe 300, pendingin untuk sistem pengukuran 3, sambungan untuk pemanas Die 4, sambungan untuk peleburan, merk: *Thermo Haake Polylab system*/ *Reomix* [13].

Gambar 5. Proses pencampuran bahan yang telah ditimbang.

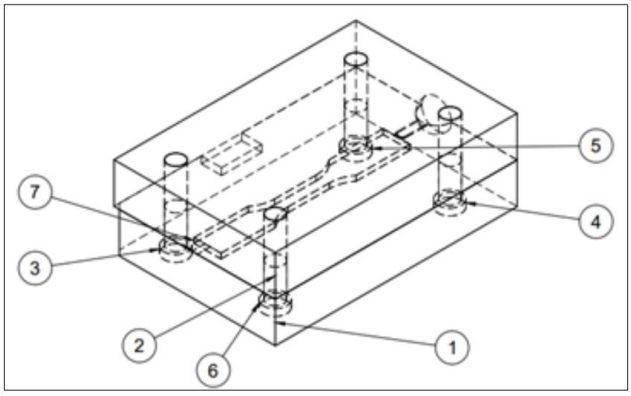
Campuran (PLA, kitosan dan kalsium fosfat) diproduksi menggunakan ekstruder sekrup kembar dan dikompres dengan mesin Collin E 30 M yang dilengkapi dengan sistem *callendering*. Campuran PLA, kitosan dan kalsium fosfat dicampur secara kering sebelum diproses. Formulasi komposit dirangkum dalam Tabel 1. Proses ini dibagi menjadi dua langkah. Semua formulasi pada langkah 1 dilakukan pada *Twin Screw* dengan kecepatan sekrup 5 rpm, dan suhu 200°C untuk zona 1 selama 1 menit, dan menggunakan 50 rpm, 200°C, selama 4 menit. Sampel yang telah diekstrusi dilanjutkan ke proses langkah 2 menggunakan mesin *Collins Hot* Press P300 P parameter kompres terlihat pada tabel 2 [14].

Tabel 2. Parameter untuk proses *compression* mesin *Collin*

No	*Heater* (◦c)	*Heater* (◦c)	*Pressur*e (Bar)	*Time* (sec)
Step 1	200	200	5	120
Step 2	175	175	50	900
Step 3	200	200	50	1800
Step 4	210	210	50	900
Colling	30	30	50	900



a) Spesimen



(b) bentuk cetakan

Gambar 6. Skematis (a) Spesimen dan (b) Bentuk cetakan uji tarik [10]

Keterangan:
1. *Cavity base*.
2. *Core base*.
3. *Pin Guide 0*.

4. *Pin Guide 2*.
5. *Pin Guide 3*.
6. *Pin Guide 1*.
7. *Product Specimen*.

Proses *compresion* menggunakan mesin *Collin* parameter terlihat pada Tabel 2. Dengan cetakan yang terbuat dari baja ini memiliki berbentuk spesimen seperti 'tulang anjing' atau '*halter*' yang ideal untuk menguji sifat mekanis material : kekuatan tarik, elastisitas, dan perpanjangan. Cetakan ini dibagi menjadi dua bagian, atas dan bawah, dengan empat lubang untuk mengunci kedua bagian. Cetakan ini banyak digunakan di laboratorium bahan, perusahaan industri, dan penelitian untuk membuat spesimen uji dari berbagai bahan seperti polimer dan komposit.

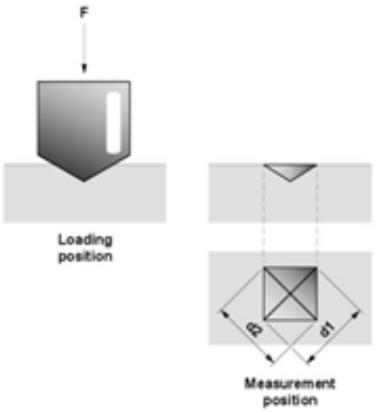
2.2 Skema pengujian tarik

Gambar 7. Proses pengujian tarik dengan alat Huang

Skema Pengujian tarik dengan mesin Huang kecepatan uji 10 mm/min mengacu pada standart uji ASTM E-8, span 20 mm untuk sisi atas dan bawah. Alat ini untuk menilai kekuatan tarik, perpanjangan, dan sifat mekanis lainnya, peralatan uji tarik ini memberikan gaya vertikal pada sampel. Sampel khusus ini berfungsi sebagai kalsium fosfat, kitosan, dan asam polilaktat (PLA) dalam aplikasi biomedis dan teknik. Sensor yang terpasang pada alat mendeteksi gaya yang diberikan dan jumlah regangan sampel. Mesin ini dimaksudkan untuk menarik sampel hingga putus.

2.3 Skema pengujian kekerasan spesimen komposit (PLA, kitosan dan kalsium fosfat)

Gambar 8. Pengujian kekerasan spesimen



Gambar 9. Mekanisme pengujian kekerasan [15]

Uji kekerasan *Vickers* adalah metode penting untuk menilai kekerasan permukaan komposit PLA/kitosan /kalsium fosfat, yang digunakan dalam aplikasi biomedis seperti perancah tulang. Pengujian ini melibatkan persiapan sampel, yang dipotong menjadi potongan berbentuk persegi panjang atau persegi dengan ketebalan seragam 2 mm. Sampel dipoles untuk memastikan kehalusan dan menghindari penyimpangan. Uji kekerasan *Vickers* menggunakan indentor intan berbentuk piramida siku-siku dengan alas persegi, yang diaplikasikan pada material komposit dengan gaya yang telah ditentukan selama 10-15 detik. Ukuran lekukan diukur dengan menggunakan mikroskop optik presisi tinggi, dan panjang diagonal lekukan persegi dicatat untuk menghitung nilai kekerasan.

Indentor yang digunakan dalam metode uji *Vickers* adalah piramid intan dengan alas berbentuk bujur sangkar, yang sisi-sisi berhadapannya bertemu di puncak

dengan sudut α = 136°. Ini diterapkan pada spesimen dengan kekuatan uji (dengan standar mulai dari 10 g) dan ditahan sesuai dengan waktu penahanan. Dalam *Vickers* hardness test, metode optik, ukuran lekukan (diagonal) yang ditinggalkan oleh indentor diukur. Sebaliknya, kedalaman lekukan yang disebabkan oleh indentor diukur dalam metode pengukuran kedalaman (hanya Rockwell yang dibakukan). Semakin besar lekukan yang ditinggalkan oleh indentor pada gaya uji yang ditentukan pada permukaan benda kerja (spesimen), semakin lunak material yang diuji [16], [17]. Untuk menentukan *Vickers hardness* (HV) menurut ISO 6507, indentor berbentuk piramid (dengan sudut antarmuka 136°) ditekan ke dalam spesimen (benda kerja) dengan beban uji yang ditentukan mulai dari 1 gf. Panjang kedua diagonal lekukan uji sisa diukur secara optik. *Vickers hardness* kemudian dihitung dari rata-rata diagonal dan gaya uji yang diterapkan. Nilai kekerasan *Vickers* dihitung dengan menggunakan rumus:

$$HV \frac{1.85544.F}{d^2}$$

dimana:

- **F** adalah gaya yang diberikan dalam kilogram-gaya (kgf),
- **d** adalah panjang diagonal rata-rata lekukan dalam milimeter (mm)
- **1,8544** adalah konstanta yang berasal dari geometri piramida.

Untuk memastikan keandalan statistik, lima lekukan dibuat pada area yang berbeda pada setiap sampel, dan nilai kekerasan dari setiap lekukan dirata-ratakan untuk mendapatkan nilai kekerasan yang representatif untuk komposit, beberapa penelitian melakukan hingga ke tahap pembahasan nilai penyimpangan setiap bahan yang diuji.

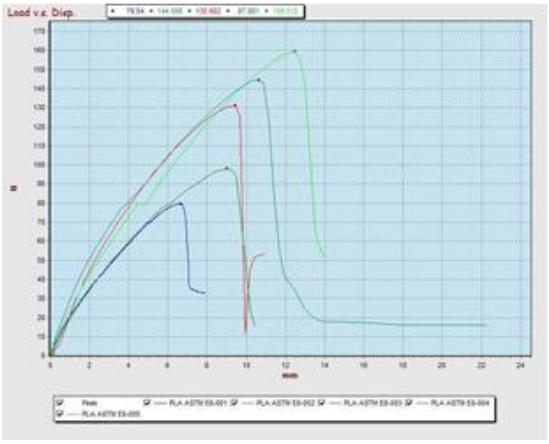
3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Hasil pengujian tarik

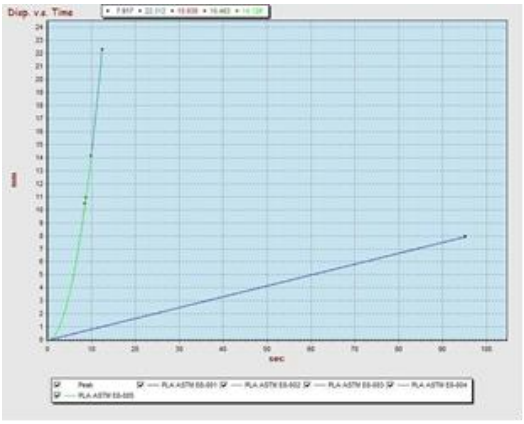
Hasil uji tarik menunjukkan perbedaan yang cukup signifikan dari spesimen komposit dikarenakan terdapat void atau rongga diarea spesimen hal tersebut dapat menurunkan kekuatan mekanis komposit sesuai dari referensi penelitian [17]. Kalsium fosfat meningkatkan kekuatan tarik dan kekerasan, tetapi efeknya lebih terasa pada kekerasan. Hal ini karena kalsium fosfat bertindak sebagai pengisi yang kaku yang menahan deformasi permukaan, sehingga berkontribusi pada nilai kekerasan yang lebih tinggi. Namun, dalam pengujian tarik, dispersi partikel kalsium fosfat dapat menyebabkan titik konsentrasi tegangan, yang dapat mengurangi kekuatan tarik komposit jika tidak terdispersi secara seragam. Singkatnya, keberadaan kalsium fosfat meningkatkan kekerasan lebih signifikan daripada kekuatan tarik, yang mencerminkan perbedaan cara material merespons beban lokal vs beban terdistribusi**.**

Gambar 10. Hasil Uji Tarik (*Stress vs Strain*)

Pada gambar 10 menunjukkan hasil uji dengan sumbu Y menunjukkan nilai tegangan dan sumbu X nilai regangan. Kurva stress dan strain memberikan keterangan bagaimana material merespon gaya tarik yang mengenainya, beberapa kurva memiliki UTS (*Ultimate Tensile Strength*) lebih tinggi dibandingkan yang lain. Hal tersebut menandakan bahwa material tersebut lebih kuat. Kurva lain dengan UTS lebih rendah menunjukkan material lebih cepat patah.



Gambar 11. Hasil uji tarik (*Load vs Displacement*)



Gambar 12. Hasil uji tarik (*Displacement vs time*)

Gambar 13. Hasil pengamatan patahan uji tarik

Semua sampel menunjukkan pola umum peningkatan beban (*load*) seiring dengan pertambahan *displacement*, hingga mencapai titik maksimum sebelum akhirnya putus. Kekuatan tarik maksimum bervariasi antar sampel, dengan beberapa mencapai nilai di atas 150 N, sementara yang lain di bawah 100 N. Sampel 5 memiliki kekuatan tarik tertinggi, mencapai sekitar 165-170 N. Elongasi (pertambahan panjang) sampel juga bervariasi, dengan beberapa sampel menunjukkan *displacement* lebih besar sebelum putus. Setelah mencapai beban maksimum, sebagian besar sampel menunjukkan penurunan beban yang tajam, menandakan kegagalan ikatan antara material, di beberapa sampel menunjukkan perilaku yang lebih getas (*brittle*) dengan penurunan beban yang lebih cepat, sementara yang lain lebih ulet (*ductile*) dengan penurunan yang lebih bertahap.

Grafik pada Gambar 10-12 ini memberikan gambaran tentang variasi sifat mekanik dari komposit (PLA, kitosan-kalsium fosfat) yang diuji, menunjukkan perbedaan dalam kekuatan tarik maksimum, elongasi, dan perilaku kegagalan antar sampel. Gambar diatas menyajikan hasil uji tarik dari 6 sampel material komposit berbasis PLA (*Polylactic Acid*) yang dicampur dengan kitosan dan kalsium fosfat. Kedua sampel menunjukkan perilaku elastis awal, diikuti dengan deformasi plastis sebelum patah. Sampel ASTM E8-002 PLA menunjukkan kekuatan tarik dan perpanjangan yang lebih tinggi dibandingkan dengan ASTM E8-001 PLA. Kedua sampel menunjukkan penurunan beban yang tajam setelah mencapai beban maksimum, yang mengindikasikan fraktur getas. Perbedaan kurva disebabkan oleh proses pembuatan komposit.

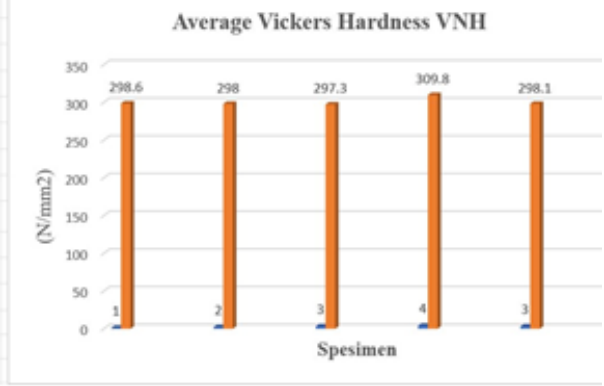
Pada hasil eksperimen penelitian terdahulu menunjukkan bahwa kekuatan tarik dan lentur dipengaruhi oleh degradasi, pemadatan serat, dan mekanisme interaksi matriks-serat. Kekuatan lentur adalah jumlah *ply* dan interaksi dengan parameter proses lainnya, tidak berpengaruh signifikan dari proses terhadap kekuatan tarik. Kekuatan tarik tertinggi (62,0 MPa) dihasilkan pada 3 ply, 210°C, 50 Bar, referensi tersebut selaras dengan hasil uji tarik spesimen komposit ini dengan nilai kuat tarik mencapai 80 MPa. Penelitian lain menemukan bahwa kekuatan tarik putus tertinggi dicapai dengan rasio konsentrasi kitosan 1,5% sebesar 10,22 MPa, mendekati nilai *Standart Plastic Biodegradable* sebesar 10,32 MPa. Kekuatan *Modulus Young* juga sangat tinggi yaitu 65 MPa,

sesuai dengan nilai *Standart Plastic Biodegradable* yaitu 36,97 MPa [17].

3.2 Hasil pengujian kekerasan

Tabel 3. Hasil Pengujian Kekerasan dengan alat Nobel HBRVS 187.5 metode *Vickers*

No.	Bahan	*Temperature (^oC)*	*Holding Time (s)*	*Hardness* (HRB)	*Average Hardness*
1	PLA 180^{o}C	20	15	298.7	298.6
		20	15	295.1	
		20	15	302.0	
2	PLA 200^{o}C	20	15	302.2	298
		20	15	295.6	
		20	15	296.2	
3	PLA 215^{o}C,	20	10	295.7	297.3
		20	10	300.0	
		20	10	296.1	
4	PLA 215^{o}C,	20	10	303.5	309.8
		20	10	297.9	
		20	10	327.9	
5	PLA 215^{o}C,	20	10	297.5	298.1
		20	10	300	
		20	10	296.8	



Gambar 14. Grafik nilai rata-rata uji kekerasan dan kekakuan komposit untuk aplikasi biomedis

Hasil pengujian kekerasan menujukkan nilai VNH cukup tinggi sebesar 309,8 (N/mm^2) hal tersebut dapat memberikan keterangan bahwa material masih cukup kaku, terdapat tantangan lain dimana untuk aplikasi implan pada umumnya membutuhkan sifat lentur. Pada penelitian [18] implan membutuhkan komponen yang menyatu dengan tulang asli dan memungkinkan untuk sendi buatan bergerak dengan lancar. Penelitian ini cukup untuk menjadi salah satu jawaban penelitian terdahulu dengan menambahkan bahan lain berupa kitosan dan kalsium fosfat agar dapat menyatu dengan tulang asli.

Salah satu tantangan komposit untuk implan, dibutuhkan elastisitas, karena implan ortopedi harus memiliki kualitas lentur yang cukup untuk berfungsi, nilai VNH yang tinggi, pada penelitian [19] yaitu 309, menunjukkan bahwa material ini sangat kaku dan perlu ditinjiau ulang untuk aplikasi implan, maka hasil penelitian ini perlu perubahan formula guna mendapatkan elastisitas. Menurut xxxx nilai kekerasan komposit polimer untuk implant sebesar xxx.

Hasil penelitian [20] menunjukkan bahwa nilai kekerasan spesimen nanokomposit dengan filler MgO-stabilisasi Zirkonia tanpa kitosan sebagai *coupling agent* adalah 5,09 kg/mm2 ; filler MgO-stabilisasi Zirkonia dengan kitosan sebesar 7,51 kg/mm2 ; *filler* CaO-stabilisasi Zirkonia tanpa kitosan sebesar 8,16 kg/mm2 ; filler CaO-stabilisasi Zirkonia dengan kitosan sebesar 13,13 kg/mm2. Nanokomposit dengan penambahan kitosan sebagai *coupling agent* memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan dengan spesimen tanpa kitosan. Hasil ini menunjukkan bahwa kitosan secara signifikan meningkatkan *mechanical interlocking* antara *filler* dan matriks. Kemampuan perekat dari kitosan dapat menghasilkan ikatan yang kuat antara *filler* dan matriks yang mengarah pada peningkatan sifat mekanik komposit, hal tersebut menguatkan interpretasi peneliti bahwa salah satu faktor tingginya nilai kekerasan komposit (PLA/kalsium fosfat) adanya kitosan.

4. Kesimpulan

Hasil menunjukkan bahwa nilai rata2 tertinggi spesimen 1 sebesar 309,8 (N/mm^2) VNH/100 dikarenakan ada faktor pemrosesan yang konstan hal ini sesuai dan selaras dengan pada jurnal [17]. Hubungan

utama antara kekuatan tarik dan kekerasan terdapat hal positif, material dengan kekuatan tarik yang lebih tinggi memiliki kekakuan yang tinggi. Namun, hubungan ini tidak linier atau konsisten, terutama untuk material komposit. Komponen seperti PLA,kitosan, dan kalsium fosfat berkontribusi pada kekuatan tarik dan fleksibilitas, sementara sifat spesifik seperti rasio PLA terhadap Kitosan mempengaruhi kekuatan tarik dan kekakuan. Pertukaran antara kekuatan.

Penelitian ini mengungkapkan perbedaan yang signifikan dalam nilai kekerasan dan kekuatan tarik material komposit berdasarkan komposisinya. Studi ini menemukan bahwa kekuatan material komposit dipengaruhi oleh degradasi, tegangan, dan interaksi mekanis. Kekuatan material komposit secara signifikan dipengaruhi oleh kekuatan setiap material, dengan kekuatan material komposit lebih tinggi daripada kekuatan material-material penyusunnya maka nilai kekerasan pun kalah lebih tinggi. Namun, hubungan antara kekerasan dan kekuatan tarik tidak linier atau konsisten, terutama untuk material. Komponen seperti asam polilaktat , kitosan, dan kalsium fosfat berkontribusi pada kekuatan dan fleksibilitas, sementara faktor spesifik seperti rasio asam polilaktat terhadap kitosan mempengaruhi kekerasan dan kekuatan tarik. Riset ini menyoroti pentingnya mempertimbangkan hubungan antara kekerasan dan kekuatan tarik untuk aplikasi biomedis terkhusus pada implant tulang. Temuan ini menunjukkan bahwa komposisi material komposit dapat secara signifikan mempengaruhi kekerasan dan kekuatan tariknya.

Ucapan terimakasih

Peneliti mengucapkan terima kasih kepada Kementrian Pendidikan dan kebudayaan atas dukungan pendanaan dalam Program Penelitian Dosen Pemula tahun 2024 dan kepada Universitas Global Jakarta atas dukungannya serta kepada Badan Riset Inovasi Nasional atas bantuan layanan alat penelitian.

Referensi

[1] M.A., Osman., Nick, Virgilio., Mahmoud, Rouabhia., Frej, Mighri. (2022). Development and Characterization of Functional Polylactic Acid/Chitosan Porous Scaffolds for Bone Tissue Engineering. Polymers, 14(23):5079-5079. doi: 10.3390/polym14235079.

[2] M. Y. Wu, S. W. Huang, I. F. Kao, and S. K.Yen, “The Preparation and Characterization of Chitosan/Calcium Phosphate Composite Microspheres for Biomedical Applications,” Polymers (Basel), vol. 16, no. 2, Jan. 2024, doi:10.3390/polym16020167.

[3] M. Mehrabi Mazidi, H. Sharifi, M. K. Razavi Aghjeh, L. Zare, H. A. Khonakdar, and U. Reuter, “Super-Tough PLA-Based Blends with Excellent Stiffness and Greatly Improved Thermal Resistance via Interphase Engineering,” ACS Appl Mater Interfaces, vol. 15, no. 18, pp. 22445–22470, May 2023, doi: 10.1021/acsami.2c21722.

[4] R. S. Riseh, M. G. Vazvani, and J. F. Kennedy, “The application of chitosan as a carrier for fertilizer: A review,” Dec. 01, 2023, Elsevier B.V. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2023.126483.

[5] Q. Meng, S. Zhong, J. Wang, Y. Gao, and X. Cui, “Advances in chitosan-based microcapsule and their applications, ”Jan.15, 2023, Elsevier Ltd doi:10.1016/j.carbpol.2022.120265.

[6] Martha Mozartha, “Hidroksiapatit dan aplikasinya di bidang kedokteran gigi ,” Cakradonya dent, Feb. 2015.

[7] S. V. Dorozhkin, “Calcium Orthophosphate (CaPO4) Containing Composites for Biomedical Applications: Formulations, Properties, and Applications,” Jun. 01, 2024,

Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). doi: 10.3390/jcs8060218.

[8] S. Wei, J. X. Ma, L. Xu, X. S. Gu, and X. L. Ma, "Biodegradable materials for bone defect repair," Dec. 01, 2020, BioMed Central Ltd. doi: 10.1186/s40779-020-00280-6.

[9] T. S. S. Carvalho et al., "Magnetic polylactic acid-calcium phosphate-based biocomposite as a potential biomaterial for tissue engineering applications," Mater Chem Phys, vol. 296, Feb. 2023,doi: 10.1016/j.matchemphys.2022.127175.

[10] M. Danu, B. Simionescu, C. Ibanescu, and S. Alexandru Ibanescu, "Dynamic Rheological Behavior of Chitosan/collagen Mixtures," Rev.Chim, vol. 71, no. 5, pp. 193–200, 2020, doi: 10.37358/Rev.

[11] A. Gamayel, S. Mulyono, M. Zaenudin, and J. Teknik Mesin, "Analysis Of Injection Plastic Molding Tensile Test Specimen Through Injection Plastic Simulation Using Autodesk Fusion 360," vol. 9, no. 1, pp. 46–54, 2024, doi:10.20527/sjmekinematika.v9i1.278.

[12] N. H. Radwan, M. Nasr, R. A. H. Ishak, N. F. Abdeltawab, and G. A. S. Awad, "Chitosan- calcium phosphate composite scaffolds for control of post-operative osteomyelitis: Fabrication, characterization, and in vitro–in vivo evaluation," Carbohydr Polym, vol. 244, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.carbpol.2020.116482.

[13] A. Foeth, M. Terlouw, and H. Bakker, "Machineryline Thermo Haake Rheomix TYP 577-1302," Aug. 2024. [Online].

[14] O. Ujianto, D. B. Putri, Jayatin, and D. Awinarto, "A comparative study of ground tire rubber devulcanization using twin screw extruder and internal mixer," in IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Institute of Physics Publishing, Aug. 2017. doi: 10.1088/1757-899X/223/1/012005.

[15] Uji kekerasan Vickers sesuai ISO 6507 /ASTME384."[Online].Available:https://www.zwickroell.com/id/industri/logam/standar-logam/uji- vickers-iso-6507/ Iso 6507-1:2018(E) Ii Copyright Protected Document," 2018. [Online]. Available:www.iso.org/iso/foreword.html.

[16] R. Fada, N. Farhadi Babadi, R. Azimi, M. Karimian, and M. Shahgholi, "Mechanical properties improvement and bone regeneration of calcium phosphate bone cement, Polymethyl methacrylate and glass ionomer," J. Nanoanalysis, vol. 8, no. 1, p. 20, 2021, doi:10.22034/jna.

[17] A. K. Aworinde, E. Emagbetere, S. O. Adeosun, and E. T. Akinlabi, "Polylactide and its composites on various scales of hardness, "Pertanika J Sci Technol, vol. 29, no. 2, pp. 1313–1322,2021,doi: 10.47836/pjst.29.2.34.

[18] Sahabman, T. P. N. (2023). Pemodelan Implan Pengganti Tulang Lutut (Tkr) 3d Dengan Metode Rekayasa Terbalik Berbantuan Pemindai Tomografi Komputer Dan Boundary Surface (Doctoraldissertation,Universitas Lampung).

[19] S., Sekar., Sejoon, Lee. (2022). In Situ Facile Synthesis of Low-Cost Biogenic Eggshell-Derived Nanohydroxyapatite/Chitosan Biocomposites for Orthopedic Implant Applications. Nanomaterials, 12(23):4302-4302. doi: 10.3390/nano12234302.

[20] Putri, T. P. S., Manurung, R., Usri, K., & Purwasasmita, B. S. (2018). Effect of chitosan as a coupling

agent and types of stabiliser of zirconia filler on nanocomposite hardness. *catalyst*, *2*, 3.