

**I Wayan Gede  
Suputra W**

Mahasiswa  
Universitas Brawijaya Malang  
Jurusan Teknik Mesin  
iwayangedesuputrawardiana@gmail.com

**Putu Hadi Setyarini**

Tenaga Pengajar (Dosen)  
Universitas Brawijaya Malang  
Jurusan Teknik Mesin  
putu\_hadi@ub.ac.id

**Teguh Dwi Widodo**

Tenaga Pengajar (Dosen)  
Universitas Brawijaya Malang  
Jurusan Teknik Mesin  
widodoteguhdwi@ub.ac.id

## PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT DAN KITOSAN PADA PLA DAN ABS TERHADAP SIFAT MEKANIK DARI KOMPOSIT BIOMATERIAL

*The purpose of this study is determine the mechanical properties of PLA-Hap-Chitosan and ABS-Hap-Chitosan composites. Poly lactic acid (PLA) and acrylonitrile butdiene styrene (ABS) are polymers that can be applied in the biomedical field because they the to decompose naturally in the human body. To streng and not make the body wear out, a ceramic element that has bioactive, biodegradable and biocompatible properties is added, namely hydrochiapatite (HAp). In addition to hydroxyapatite, chitosan is also added as a natural element that has as an anti-bacterial. The materials used are PLA and ABS with variations using HAp powder and chitosan. The process of making this composite uses an injection molding process with a temperature of 190°C on PLA and 250°C on ABS. The results showed that the addition of HAp and chitosan powder to PLA and ABS caused a decrease in the mechanical properties of the composite, this was due to the difference in polarity which led to the formation of agglomeration in the composite and resulted in poor interactions, causing the mechanical properties of the composite to decrease. The maximum mechanical properties are aimed at the composition of PLA-Hap-Chitosan 90-0-10 and the minimum is PLA-Hap-Chitosan 90-2-8. Meanwhile, for the ABS-Hap-Chitosan composite, the maximum mechanical properties were aimed at the ABS-Hap-Chitosan 90-8-2 composition and the minimum for the ABS-Hap-Chitosan 90-0-10 composition.*

**Keywords :** PLA, ABS, HAp, Chitosan, Injection Molding, Mechanical Properties

### 1. PENDAHULUAN

Perkembangan teknologi saat ini begitu pesat terutama dalam dunia polimer. Polimer pada umumnya hanya diaplikasikan untuk dijadikan kantong plastik, botol minuman, kotak pensil dan lain sebagainya. Polimer sangat banyak digunakan diseluruh dunia karena mempunyai sifat yang ringan, ketahanan terhadap suhu/kimia/korosi yang tinggi, kemampuan daur ulang dan biaya yang rendah. Polimer membutuhkan sedikit energi untuk proses mekanik [1]. Namun pada dua dekade terakhir polimer mulai dikembangkan dalam dunia medis seperti polimer PLA. *Poli Lactic Acid* atau PLA merupakan polimer yang bisa diaplikasikan sebagai rekayasa jaringan, fabrikasi *scaffold*, *medical tool kit* dan implan. Karena terbuat dari bahan organik seperti tepung jagung, akar tropika dan tebu sehingga dapat terurai didalam lingkungan [2]. PLA sendiri sudah terbukti aman didalam tubuh digunakan sebagai implan tulang dan implan gigi [3-5].

Untuk bisa membuat PLA agar mempunyai sifat biokompatibilitas yang lebih baik maka diperlukan penambahan unsur keramik yang mempunyai sifat biokompatibilitas, bioaktif, dan mempercepat pertumbuhan jaringan pada tubuh. Unsur keramik tersebut adalah hidroksiapatit atau HAp yang merupakan biomaterial yang paling stabil dan bisa diaplikasi sebagai ortopedi, gigi, dan jaringan karena mempunyai sifat

biokompatibilitas, bioaktivitas, dan konduktifitas serta memiliki struktur berpori sehingga baik untuk pertumbuhan regenerasi tulang [6]. Selain HAp juga ditambahkan unsur nabati yang berfungsi untuk mencegah timbulnya bakteri-bakteri yang merusak implan dan unsur nabati tersebut adalah kitosan. Kitosan merupakan unsur nabati yang terbuat dari limbah hewan laut seperti kepiting dan udang. Kitosan sendiri terbukti aman berada didalam tubuh sehingga bisa digunakan sebagai bahan pembuatan implan [7].

Selain polimer PLA pada penelitian ini juga menggunakan jenis polimer lain seperti *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) dimana polimer ABS ini digunakan sebagai pembanding dari PLA. Polimer ABS merupakan polimer berbahan dasar minyak yang mempunyai sifat ringan dan tahan lama, dan bisa diaplikasikan pada dunia medis [8-11]. Namun polimer ABS merupakan polimer yang tidak memiliki sifat biokompatibilitas dan biodegradabilitas sehingga untuk meningkatkan biokompatibilitas dan biodegradabilitas dari ABS maka ditambahkan unsur HAp dan kitosan. Untuk proses pembuatan komposit tersebut menggunakan proses injeksi molding karena injeksi molding mempunyai tingkat kepresisian dan realisasi otomatisasi yang tinggi [12].

Karena memiliki perbedaan polaritas (titik leleh, titik didih, dan perbedaan sifat fisik) anantara PLA dan ABS dengan serbuk HAp & kitosan maka akan mempengaruhi sifat mekanik dari komposit yang dihasilkan. Maka dari itu perlu penelitian lebih lanjut untuk meneliti sifat mekanik dari komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui sifat mekanik dari komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan yang nantinya bisa diaplikasikan pada biomaterial, sehingga pemanfaatan komposit dapat dioptimalkan dalam dunia biomedis dan dapat mengurangi pemakaian implan logam pada tubuh manusia.

## 2. METODE DAN BAHAN

### 2.1 Material yang Dipergunakan

Material yang digunakan adalah PLA, ABS, HAp dan Kitosan. PLA diperoleh dari produsen komersial di china dengan massa jenis  $1,24 \text{ g/cm}^3$ , suhu leleh  $170\text{-}190^\circ\text{C}$ . ABS diperoleh dari produsen lokal dengan  $1,080 \text{ g/cm}^3$ , dengan suhu leleh  $190\text{-}250^\circ\text{C}$ . Sedangkan HAp (berwarna putih & rapuh) dan kitosan (derajat deasetilasi  $>90\%$ ) diperoleh dari produsen lokal. Variasi komposisi/proporsi dari komposit dapat dilihat pada Tabel 1 dan 2.

**Tabel 1.** Variasi komposisi komposit PLA-HAp-Kitosan

PLA	HAp	Kitosan
100 gr		
90 gr	10 gr	0 gr
90 gr	8 gr	2 gr
90 gr	6 gr	4 gr
90 gr	4 gr	6 gr
90 gr	2 gr	8 gr
90 gr	0 gr	10 gr

**Tabel 2.** Variasi komposisi komposit ABS-HAp-Kitosan

ABS	HAp	Kitosan
100 gr		
90 gr	10 gr	0 gr
90 gr	8 gr	2 gr
90 gr	6 gr	4 gr
90 gr	4 gr	6 gr
90 gr	2 gr	8 gr
90 gr	0 gr	10 gr

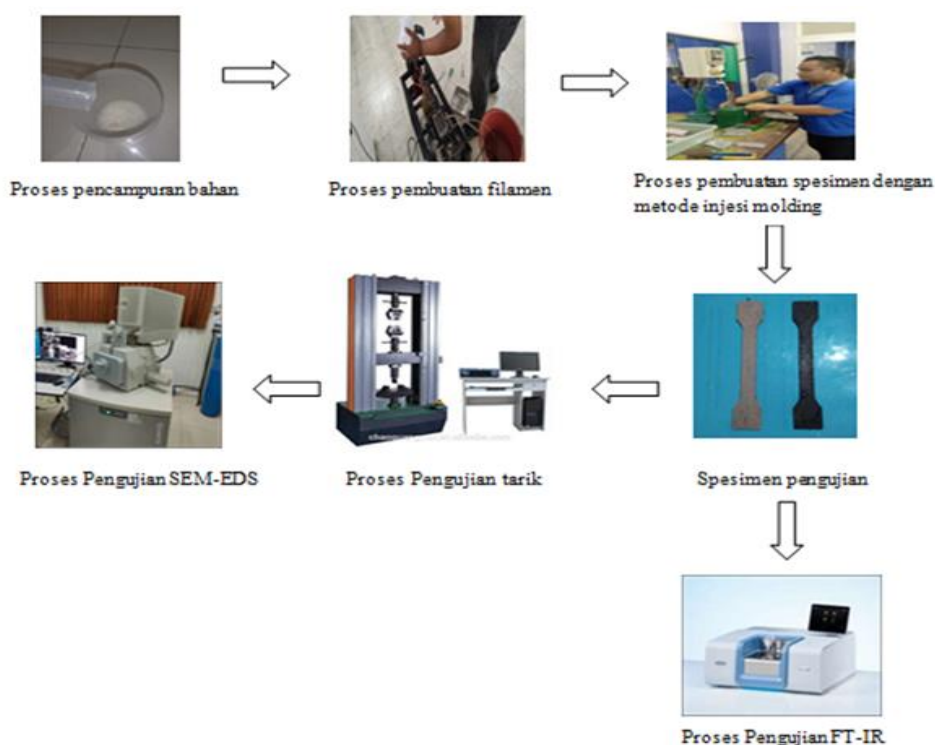
### 2.2 Proses Pembuatan Spesimen

PLA dan ABS dikeringkan dalam oven vakum selama 8-10 jam dengan temperatur  $80^\circ\text{C}$ . Serbuk HAp dan kitosan dikeringkan pada suhu  $40^\circ\text{C}$  selama 2 jam dalam oven vakum. Tujuan pengeringan tersebut adalah untuk menghilangkan kadar air yang ada dalam serbuk dan bijih PLA atau ABS [13]. Kemudian

penggabungan HAp dan kitosan menggunakan mesin extruder dengan temperatur ekstrusi 170-190<sup>o</sup> C untuk PLA dan 190-240<sup>o</sup>C untuk ABS. Untuk pembuatan spesimen menggunakan mesin injeksi molding dengan menggunakan temperatur proses 190<sup>o</sup>C untuk PLA & 250<sup>o</sup>C untuk ABS dan menggunakan tekanan injeksi 60 psi. skema proses penelitian bisa dilihat pada gambar 1.

### 2.3 Pengujian Mekanik dan Struktur Mikro

Pengujian uji tarik menggunakan mesin tipe HT-2403 dengan bersertifikat ISO 9001, pengujian ini bertujuan untuk mengetahui nilai kekuatan tarik (*tensile strength*), *elengoaition at break*, *modulus young*. Standar pengujian spesimen mengacu pada ASTM D638. Pengujian *Scaning electron microscopy* (SEM) dan *energy dispersive Spectory* (EDS) menggunakan mesin dengan tipe FEI Quanta FEG dengan ukuran sampel PxLxT 1,5cm x 1,5 cm, 0,3cm. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui struktur mikro dan kandungan unsur yang terdapat pada komposit. Untuk pengamatan SEM menggunakan pembesaran 500x. Pengujian FTIR menggunakan mesin tipe SIMADZU dengan FTIR model : IRsprit-T. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui gugus fungsi dari nanokomposit.

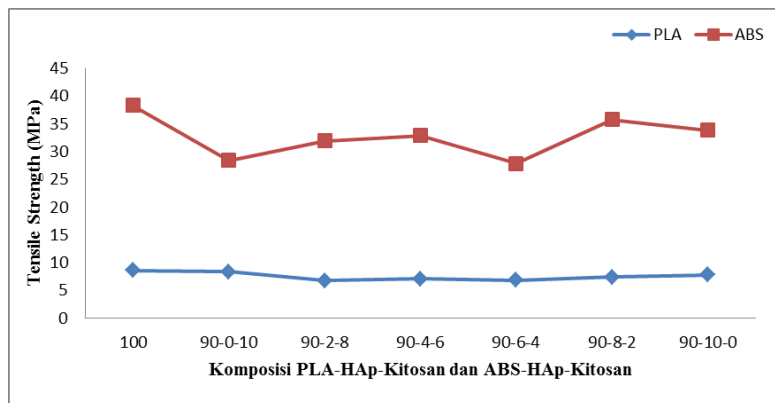


**Gambar 1.** Skema prosedur penelitian

## 3. HASIL DAN DISKUSI

### 3.1 Pengujian Sifat Mekanik

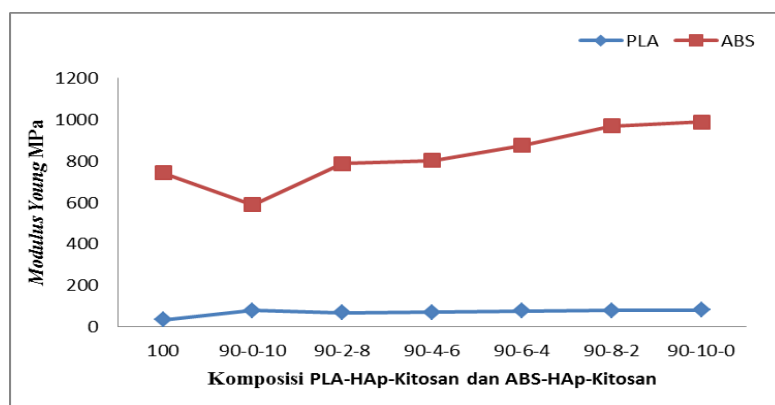
Pada gambar 2 menjelaskan tentang hubungan kekuatan tarik (*tensile strength*) terhadap komposisi, dimana terlihat bahwa nilai kekuatan tarik dari PLA dan ABS murni paling tinggi yaitu sebesar 8.65 MPa pada PLA dan 29.65 MPa pada ABS, namun ini hanya sebagai pembandingan dari komposit. Sedangkan pada komposit nilai kekuatan tarik (*tensile strength*) paling maksimal dimiliki oleh komposisi PLA-HAp-Kitosan 90-0-10 yaitu sebesar 8.41 MPa dan paling minimal dimiliki oleh komposisi PLA-HAp-Kitosan 90-2-8 yaitu sebesar 6.77 MPa. Sedangkan pada komposit ABS-HAp-kitosan nilai kekuatan tarik (*tensile strength*) paling maksimal dimiliki oleh komposisi ABS-HAp-Kitosan 90-2-8 yaitu sebesar 28.34 MPa dan paling minimal yaitu sebesar 20.03 MPa pada komposisi ABS-HAp-Kitosan 90-2-8.



**Gambar 2.** Hubungan *Tensile strength* dengan komposisi komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan

Penambahan unsur HAp dan kitosan pada PLA membuat nilai kekuatan tarik (*tensile strength*) menjadi menurun dan struktur komposit menjadi tidak homogen seperti dilihat pada gambar 5a dan 5b. Hal ini disebabkan oleh permukaan dari PLA, ABS, HAp, dan kitosan mempunyai perbedaan polaritas yang menyebabkan aglomerasi dari HAp dan kitosan pada komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan seperti dikatakan pada penelitian sebelumnya [14-16]. Hasil pengujian menunjukkan PLA, ABS, HAp, dan Kitosan memiliki interaksi yang kurang baik antara satu sama lain terlihat pada gambar 5b permukaan spesimen terlihat begitu kasar dan muncul pori yang disebabkan oleh kitosan sehingga menyebabkan kekuatan tarik (*tensile strength*) menjadi menurun.

Pada gambar 3. menjelaskan tentang hubungan *modulus young* terhadap komposisi, dimana nilai *modulus young* paling maksimal yaitu pada komposit PLA-HAp-kitosan dengan komposisi PLA-HAp-kitosan 90-10-0 dengan nilai 81.289 Mpa dan paling minimal pada komposisi PLA-HAp-kitosan 90-2-8 dengan nilai 69.691 MPa. Sedangkan pada ABS nilai *modulus young* paling maksimal dimiliki oleh variasi komposisi ABS-HAp-kitosan 90-10-0 dengan nilai 905.624 MPa dan paling rendah pada variasi komposisi ABS-HAp-kitosan 90-2-8 dengan nilai 509.11 MPa.

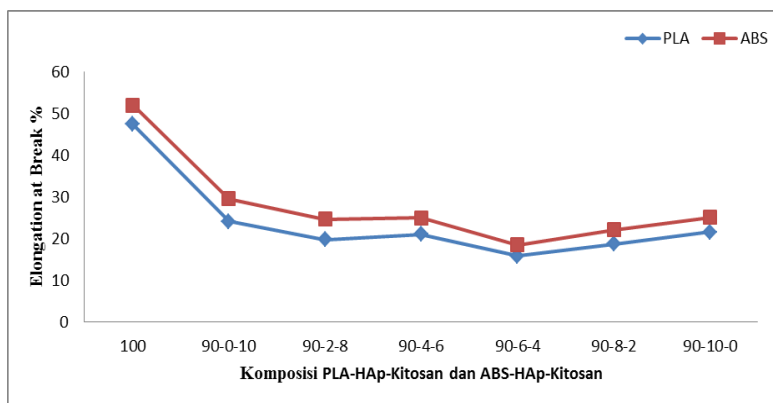


**Gambar 3.** hubungan *modulus young* dengan komposisi komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan

Pada gambar 3. terlihat bahwa nilai *modulus young* dari komposit menjadi lebih tinggi dari PLA dan ABS murni hal ini disebabkan karena penambahan unsur keramik atau HAp yang mempunyai sifat yang keras sehingga dapat meningkatkan nilai *modulus young* pada komposit. Terbuktinya ada unsur HAp pada komposit terlihat pada gambar 4b) dan 5b) dimana terlihat unsur Ca semakin bertambah setelah penambahan unsur HAp.

Pada gambar 4. menjelaskan tentang hubungan komposisi terhadap nilai *elongation at break*. Dimana nilai *elongation at break* paling tinggi dimiliki oleh PLA yaitu sebesar 47.44% namun ini hanya sebagai pembanding dari komposit. Sedangkan pada komposit PLA-HAp-Kitosan nilai *elongation at break* paling tinggi dimiliki oleh komposisi PLA-HAp-Kitosan 90-0-10 yaitu 24.12% dan yang nilai paling minimum pada komposisi PLA-HAp-Kitosan 90-6-4 dengan nilai 15.84%. Pada komposit ABS-HAp-Kitosan nilai *elongation at break* paling maksimal dimiliki oleh komposisi ABS-HAp-Kitosan 90-0-10 dengan nilai 5.50%

dan yang paling minimum yaitu pada komposisi ABS-HAp-Kitosan 90-6-4 dengan nilai 2.65%.

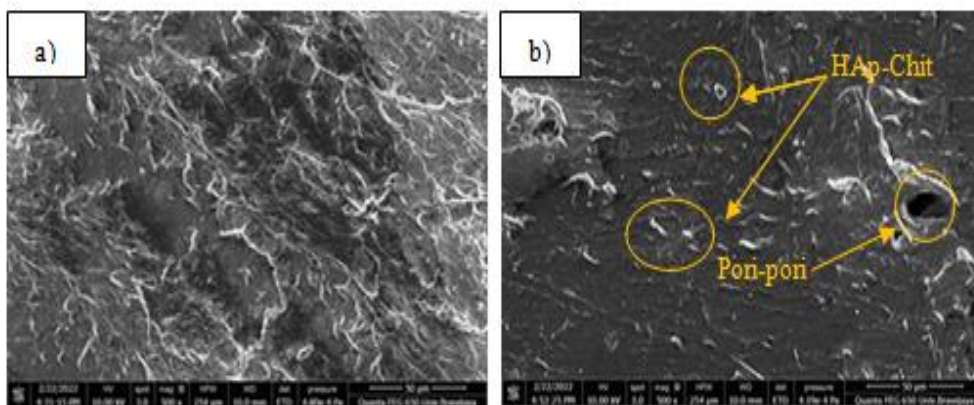


**Gambar 4.** Hubungan *elongation at break* terhadap komposisi pada komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan

Pada gambar 4. Terlihat nilai perpanjangan putus (*elongation at break*) pada komposit lebih rendah dari PLA dan ABS murni. Namun pada komposit PLA-HAp-Kitosan dan ABS-HAp-Kitosan nilai *elongation at break* paling tinggi pada komposisi 90-0-10 dan menurun seiring dengan bertambahnya unsur HAp. Pengurangan nilai *elongation at break* ini disebabkan oleh adanya aglomerasi dari HAp sehingga menyebabkan terjadinya konsentrasi yang tinggi pada HAp.

### 3.2 Pengujian SEM (*Scanning Electron Microscope*)

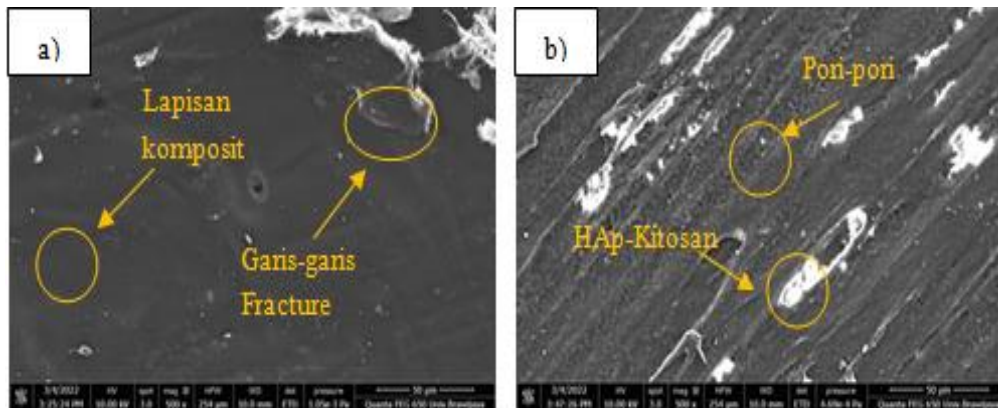
Gambar 5a menunjukkan hasil foto SEM dari PLA murni, dan 5b menunjukkan foto SEM dari komposit PLA-HAp-Kitosan. Dari hasil foto SEM terlihat pada gambar 5a) merupakan hasil foto SEM PLA murni, struktur yang terlihat kasar dan berbentuk seperti serat yang menyelimuti permukaan PLA. Pada gambar 5b) terlihat adanya gumpalan-gumpalan serbuk HAp dan Kitosan. Serbuk HAp dan Kitosan terlihat persebarannya merata namun tidak bisa menyatu dengan PLA seperti ditunjukkan pada gambar 5b). Gambar 5b) juga terlihat adanya pori-pori pada permukaan.



**Gambar 5.** a) Hasil foto SEM dari PLA murni, dan b) Foto sem komposit PLA-HAp-Kitosan,

Pada permukaan PLA gambar 5a) menunjukkan bentuk permukaan patahan pada PLA murni terlihat tidak beraturan karena struktur kristal yang mempunyai sifat lebih ulet dibandingkan dengan gambar 5b. ini dikarenakan struktur kristal PLA mempunyai kemampuan yang lebih besar untuk menghilangkan energi pada saat pengujian tarik [17-18]. Pada gambar 5b) terlihat adanya pori-pori, pori ini terbentuk karena dipengaruhi oleh unsur kitosan, fungsi pori sangat baik digunakan untuk pertumbuhan tulang yang retak karena struktur internal dari sampel bepori dan terbuka. Namun dengan adanya pori-pori pada permukaan maka akan mempengaruhi kekuatan tarik (*tensile strength*) pada spesimen seperti terlihat pada gambar 2a) dimana dengan ditamahnya unsur HAp dan kitosan membuat kekuatan tarik spesimen menjadi menurun. Dalam penelitian sebelumnya [19-20] dikatakan bahwa struktur komposit PLA-HAp-Kitosan yang berpori sangat baik digunakan untuk pertumbuhan tulang yang retak karena strukturnya berserat dan pori terbuka. Oleh karena itu komposit PLA-HAp-Kitosan bisa digunakan sebagai implan tulang namun perlu dilakukan penelitian dan pengujian lebih lanjut.

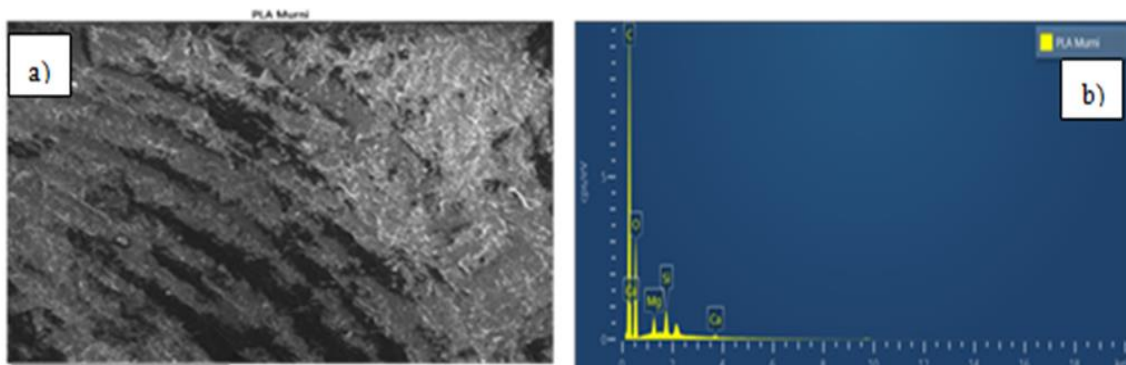
Pada gambar 6a menunjukkan hasil foto SEM dari ABS murni, dan 5b menunjukkan foto SEM dari komposit ABS-HAp-Kitosan. Pada gambar 6a permukaan dari spesimen terlihat tidak merata dan sedikit kasar, sedangkan pada gambar 6b permukaan spesimen terlihat sedikit kasar dan unsur HAp dan kitosan terlihat bersebaran. Tidak hanya itu pada gambar 6b juga terlihat adanya pori-pori yang terbentuk.



**Gambar 6.** a) Hasil foto SEM ABS murni, dan b) foto SEM komposit PLA-HAp-Kitosan perbesaran 500x

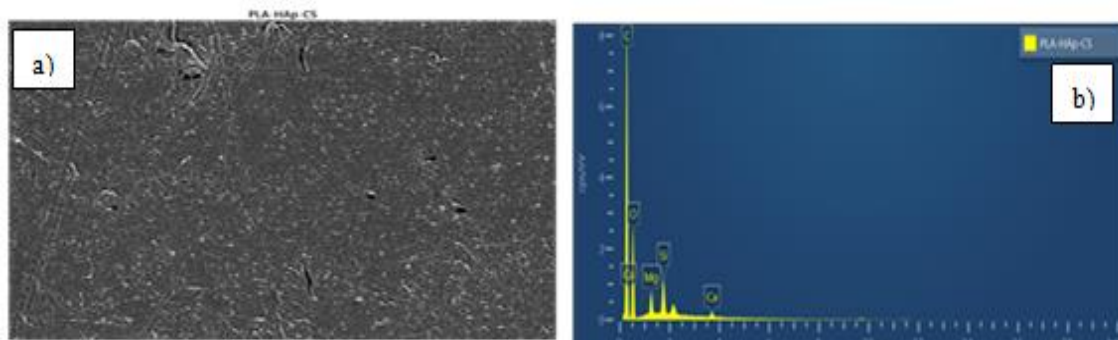
Pada gambar 6a. memiliki permukaan yang tidak merata dengan garis-garis *fracture*, hal ini diakibatkan karena tekanan pada cetakan yang konstan, sehingga menghasilkan tingkat pengisian cetakan yang tinggi seperti dikatakan pada penelitian sebelumnya [21]. Pada gambar 6b terlihat munculnya pori-pori disebabkan karena unsur kitosan yang bersebaran pada komposit. Namun pori-pori tersebut memiliki keuntungan yaitu sangat baik dalam pertumbuhan tulang seperti dikatakan pada pembahasan pada gambar 5b. Namun pori-pori yang timbul menimbulkan penurunan pada nilai kekuatan tarik dan *elongation at break* dari komposit. Unsur HAp juga membuat kekuatan tarik dan *elongation at break* menjadi menurun karena sifat dari HAp yang keras seperti terlihat pada gambar 2 dan 3.

### 3.3 Pengujian EDS (*Energy Dispersive Spectroscopy*)



**Gambar 7** a) komposisi warna persebaran unsur PLA murni, b) komposisi unsur PLA murni,

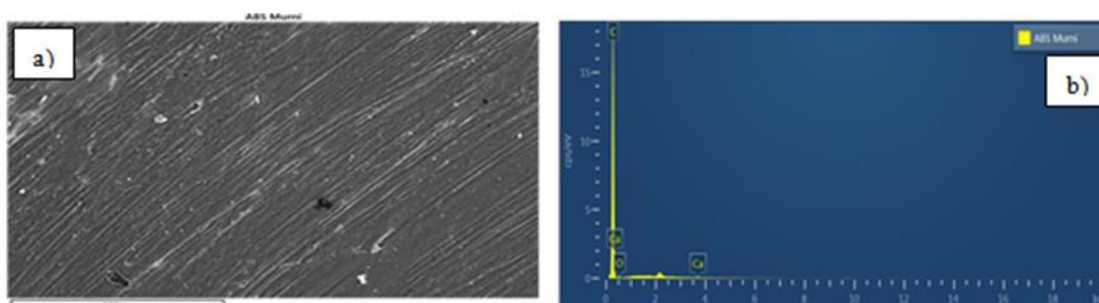
Pada gambar 7. bagian a) merupakan komposisi persebaran unsur dari PLA murni dan gambar b) merupakan komposisi unsur pada PLA murni dimana didapatkan fraksi dari C yang paling dominan yaitu sebesar 60.47%, O sebesar 36.97%, Si sebesar 1.27%, Mg sebesar 1.13% dan Ca sebesar 0.17%.



**Gambar 8.** a) Komposisi warna persebaran unnsur komposit PLA-HAp-Kitosan dan b) Komposisi unsur dari komposit PLA-HAp-Kitosan

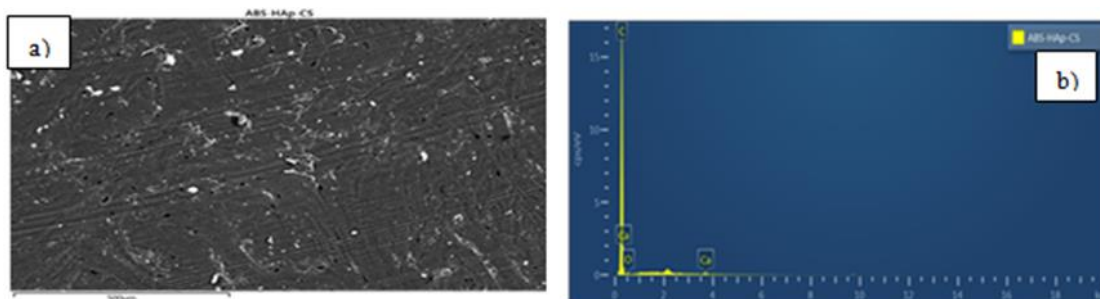
Pada gambar 8 a) merupakan komposisi warna persebaran unsur dari PLA-HAp-Kitosan, dan pada gambar 8 b) merupakan komposisi unsur yang terdapat pada komposit PLA-HAp-Kitosan dimana didapatkan fraksi dari C yang paling dominan yaitu sebesar 60.70%, O sebesar 35.34%, Si sebesar 1.84%, Mg sebesar 1.48% dan Ca sebesar 0.55%. Dari semua unsur yang terkandung unsur C yang paling dominan kemudian disusul dengan unsur O dan Si. Unsur C,O dan Si mengkonfirmasi unsur dari PLA itu sendiri.

Meningkatnya unsur Ca dan Mg sebagai mana terlihat pada gambar 8b) mengonfirmasikan adanya tambahan unsur keramik atau HAp dan kitosan pada komposit seperti yang dikatakan pada penelitian sebelumnya[23-23]. Dimana dengan meningkatnya unsur keramik terlihat pada gambar 8b) maka mengakibatkan nilai *modulus young* menjadi semakin naik dikarenakan HAp memiliki sifat yang keras. Unsur Mg merupakan unsur yang sangat baik bagi tubuh manusia karena mempunyai kelebihan seperti sintesis protein, memperbaiki sistem saraf dan meningkatkan kekebalan tubuh [24]



**Gambar 9** a) Komposisi warna persebaran unsur pada ABS murni, b) komposisi unsur dari ABS murni.

Pada gambar 9a merupakan komposisi warna persebaran unsur pada ABS murni, dan pada gambar 9b merupakan komposisi dari unsur ABS murni. Dari hasil pengujian terlihat komposisi dari ABS murni terdapat unsur C sebesar 97.02%, unsur Ca sebesar 0.20%, dan unsur O sebesar 2.78%.

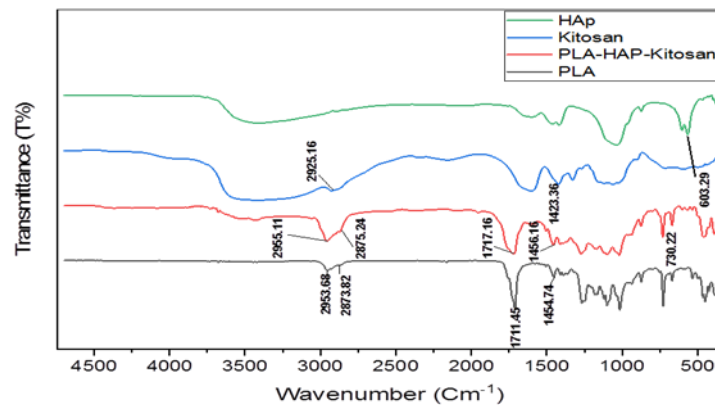


**Gambar 10.** a) Komposisi warna persebaran unsur pada komposit ABS-HAp-Kitosan, b) komposisi unsur dari komposit ABS-HAp-Kitosan.

Pada gambar bagian 10a) merupakan komposisi warna persebaran unsur pada komposit ABS-HAp-Kitosan dan pada gambar 10b merupakan komposisi dari unsur dari komposit ABS-HAp-Kitosan. Dari hasil pengujian terlihat unsur C sebesar 95.97%, Ca sebesar 0.52%, dan O sebesar 3.51%.

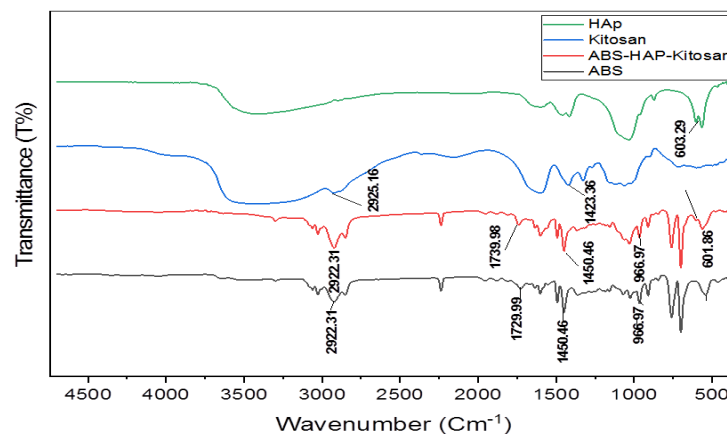
Terlihat dari unsur yang terdapat pada komposit hampir sama dengan ABS murni namun pada komposit terlihat adanya peningkatan unsur Ca. peningkatan ini dikarenakan adanya penambahan unsur HAp dan kitosan pada komposit. Peningkatan unsur Ca juga mempengaruhi nilai *elongation at break* dari komposit terlihat pada gambar 4.

### 3.4 FTIR



**Gambar 11.** Spektrum FTIR PLA murni, komposit PLA-HAp-Kitosan, Kitosan, HAp

Pada gambar 6. merupakan spektrum FTIR dari PLA murni, komposit PLA-HAp-Kitosan, kitosan, dan HAp. Dimana dilihat pada gambar HAp  $\text{PO}_3^{4-}$  menampilkan puncak karakteristiknya pada  $603.29 \text{ cm}^{-1}$  dimana kemudian bergeser ke  $730.22 \text{ cm}^{-1}$  pada komposit. Pergeseran puncak karakteristik HAp pada komposit menyebabkan peningkatan kekerasan pada komposit [25], sehingga mampu meningkatkan nilai modulus young dari komposit seperti terlihat pada gambar 3. Puncak getaran dari  $-\text{CH}$  PLA pada  $1454.74 \text{ cm}^{-1}$  bergeser ke  $1456.16 \text{ cm}^{-1}$  di komposit. Pergeseran ini disebabkan karena interaksi antara molekul HAp-kitosan dengan PLA. Dalam getaran penghubung  $-\text{CO}$  dari PLA pada  $1711.45 \text{ cm}^{-1}$  bergeser ke  $1717.16 \text{ cm}^{-1}$  hal ini disebabkan karena pembentukan ikatan hidrogen antara HAp dan PLA murni [26].



**Gambar 12.** Spektrum FTIR ABS murni, komposit ABS-HAp-Kitosan, Kitosan, HAp

Pada gambar 7. Merupakan spektrum FTIR dari ABS murni, komposit ABS-HAp-Kitosan, kitosan, dan HAp. Dimana dilihat pada gambar, HAp  $\text{PO}_3^{4-}$  menampilkan puncak karakteristiknya pada  $603.29 \text{ cm}^{-1}$  dimana kemudian bergeser ke  $601.86 \text{ cm}^{-1}$  pada komposit, pergeseran puncak karakteristik HAp pada komposit menyebabkan peningkatan kekerasan pada komposit. Puncak getaran dari  $-\text{CH}$  ABS pada  $1450.46 \text{ cm}^{-1}$  bergeser ke  $1450.66 \text{ cm}^{-1}$  di komposit. Pergeseran ini disebabkan karena interaksi antara molekul HAp-kitosan dengan ABS. Dalam getaran penghubung  $-\text{CO}$  dari ABS pada  $1729.99 \text{ cm}^{-1}$  bergeser ke  $1729.98 \text{ cm}^{-1}$  hal ini disebabkan karena pembentukan ikatan hidrogen antara HAp dan ABS murni.

## 4. KESIMPULAN

Penambahan serbuk HAp dan kitosan kedalam PLA dan ABS membuat sifat mekanik dari komposit menjadi menurun hal ini dikarenakan perbedaan polaritas (titik lebur, titik didih dan perbedaan fisik) sehingga menyebabkan interaksi yang kurang baik antara HAp, kitosan, PLA, dan ABS sehingga menyebabkan sifat mekanik (*tensile strength*) dari komposit menjadi menurun. Sifat mekanik komposit PLA-HAp-Kitosan paling maksimal mempunyai kekuatan sebesar  $8.41 \text{ MPa}$  dengan komposisi PLA-HAp-Kitosan 90-0-10. Sedangkan kekuatan komposit ABS-HAp-Kitosan paling maksimal sebesar  $28.34 \text{ MPa}$  dengan komposisi ABS-HAp-Kitosan 90-2-8 karena mempunyai kekuatan tarik (*tensile strength*) paling tinggi dan struktur



permukaan berpori yang nantinya sangat menguntungkan untuk sel-sel tulang yang baru, sehingga sangat baik digunakan dalam dunia biomedis.

## 5. PERNYATAAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terimakasih kepada Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, dosen, dan teman-teman yang sudah memberikan dukungan dan kontribusinya sehingga penelitian ini dapat terselesaikan tepat pada waktunya. .

## 6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] SINGH, R., & RANJAN, N. "Experimental investigations for preparation of biocompatible feedstock filament of fused deposition modeling (FDM) using twin screw extrusion process". *Journal of Thermoplastic Composite Materials*, 1-15.(2017).
- [2] RANJAN, N., SINGH, R., & AHUJA, I. "Investigations for mechanical properties of PLA-HAp-CS based functional prototypes". *Elsevier*, 2329–2334.(2019).
- [3] RANJAN, N., SINGH, R., & AHUJA, I. "Material Processing of PLA-HAp-CS-Based Thermoplastic Composite Through Fused Deposition Modeling for Biomedical Applications". *Springer Nature Switzerland AG*. (2019).
- [4] RAHMAYETTY, KANANI, N., & YUDO W, E. "Pengaruh penambahan pla pada pati terplastisasi gliserol terhadap sifat mekanik blend film". *urnal.umj*, 2407 – 1846. (2018).
- [5] SINGH, R., FRATERNAL, F., BONAZZI, G., HASHM, S. M., KUMAR, R., & RANJAN, N. "Investigations for Development of Feed Stock Filament of Fused Deposition Modeling From Recycled Polyamide". *Elsevier*, 1-20. (2018).
- [6] RANJAN, N., SINGH, R., AHUJA, I., KUMAR, R., SINGH, J., VERMA, K. A., ET AL. "On 3D Printed Scaffolds For Orthopedic Tissue Engineering Applications". *SN Applied Sciences*, 2-192. (2020).
- [7] RASYIDA, A., WICAKSONO, S., PRADITA, N., ARDHYANANTA, H., & PURNOMO, A. "Effect Of Chitosan Addition To Characteristic And Antimicrobial Activity Of Zinc Doped Hydroxyapatite". *Innovation in Polymer Science and Technology*, 1-8. (2017).
- [8] LIN, L., FANG, Y., LIAO, Y., CHEN, G., GAO, C., & ZHU, P. "3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature". *Advanced Science News*, 1-28. (2019).
- [9] ZIABKA, M., DZIADEK, M., & MENASZEK, E. "Biocompatibility of Poly(acrylonitrile-butadiene-styrene) Nanocomposites Modified with Silver Nanoparticles". *MDPI*, 1257. (2018).
- [10] HELGUERO, G. C., AMAYA, L. J., KOMATSU, D., PENTYALA, S., MUSTAHSAN, V., RAMIREZ, A. E., ET AL. "Trabecular Scaffolds' Mechanical Properties Of Bone Reconstruction Using Biomimetic Implants". *Elsevier*, 121 – 126. (2017).
- [11] HELGUERO, C., MUSTAHSAN, V., PARMAR, S., PENTYALA, S., PFAIL, J., KAO, I., ET AL. "Albiomechanical Properties Of 3D-Printed Bone Scaffolds Are Improved By Treatment With CRFP". *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2-9. . (2017).
- [12] ZHOU, X., ZHANG, Y., MAO, T., & ZHOU, H. "Monitoring And Dynamic Control Of Quality Stability For Injection Molding Process". *Elsevier*, 358-366. (2017).
- [13] RANJAN, N., SINGH, R., AHUJA, I., & SINGH, J. "Fabrication of PLA-HAp-CS Based Biocompatible and Biodegradable Feedstock Filament Using Twin Screw Extrusion". *Springer International Publishing AG*, 325-343. . (2019).
- [14] PAWARANGKOOL, K., & KEAWWATTANA, W. "Study the Effect of the Addition of HAp from Crocodile Bones on the Mechanical Properties of PLA/HAp Composites". *Research in Materials and Manufacturing Technologies*, 834-836. (2014).
- [15] HONG, Z., ZHANG, P., HE, C., QIU, X., LIU, A., CHEN, L., ET AL. "Nano-Composite Of Poly(L-Lactide) And Surface Grafted Hydroxyapatite: Mechanical Properties And Biocompatibility". *Elsevier*, 6296–6304. . (2005).
- [16] THANH, T. D., TRANG, T. P., THOM, T. N., PHUONG, T. N., NAM, T. P., TRANG, T. N., ET AL.

- “Effects of Porogen on Structure and Properties of Poly Lactic Acid/Hydroxyapatite Nanocomposites (PLA/HAp)”. *American Scientific Publishers*, 9450-9459. (2016).
- [17] OKTAVIAN, D., MAHARDIKA, M., & ARIFVIANTO, B. EKSTRUKSI DAN KARAKTERISASI FILAMEN KOMPOSIT POLYLACTID ACID (PLA) / CARBON NANO TUBE (CNT) . *Jurnal Material Teknologi Proses*, 2477 - 2135. (2021).
- [18] GIGANTE, V., BOSI, L., PARLANTI, P., GEMMI, M., ALIOTTA, L., & LAZZERI, A. Analysis of the Damage Mechanism around the Crack Tip for Two Rubber-Toughened PLA-Based Blends. *MDPI*, 1-17. (2021).
- [19] PAWARANGKOOL, K., & KEAWWATTANA, W. Study the Effect of the Addition of HAp from Crocodile Bones on the Mechanical Properties of PLA/HAp Composites. *Advanced Materials Research*, 237-240. (2014).
- [20] RANJAN, N., SINGH, R., & AHUJA, I. “Development of PLA-HAp-CS-based biocompatible functional prototype:A case study”. SAGE, 1-19. (2018).
- [21] LAY, M., THAJUDIN, N. N., HAMID, A. Z., RUSLI, A., ABDULLAH, K. M., & SHAUIB, K. R. Comparison of physical and mechanical properties of PLA, ABS and nylon 6 fabricated using fused deposition modeling and injection molding . *Elsevier*, 1359-8368. (2019).
- [22] MENG NG, H., BEE, S.-T., SIN, T. L., RATNAM, C., & RAHMAT,. “AInteraction Effect of Scomberomorus Guttatus-Derived Hydroxyapatite and Montmorillonite on the Characteristics of Polylactic Acid Blends for Biomedical Application”. *Springer*, 27:215. (2020).
- [23] PAŞCU, E., STOKES, J., & MCGUINNESS, G. “Electrospun Composites Of PHBV, Silk Fibroin And Nano-Hydroxyapatite For Bone Tissue Engineering”. *Elsevier*, 4905–4916. (2013).
- [24] ERRYANI, A., YULIANT, THAHA, N. Y., LESTARIA, P. F., SYAHID, N. A., & HAKIM, N. R. Sintesis Material Implan Biokomposit Pla-Abs-Mg : “Sifat Mekanik, Mikrostruktur, Dan Perilaku Elektrokimia”. *LIPI*, 89-98. (2020).
- [25] MONDAL, S., NGUYEN, P. T., PHAM, H. V., HOANG, G., MANIVASAGAN, P., KIM, H. M., et al. Hydroxyapatite nano bioceramics optimized 3D printed poly lactic acid scaffold for bone tissue engineering application. *Elsevier*, 0272-8842. (2019).
- [26] THANH, T. D., TRANG, T. P., HUONG, T. H., NAM, T. P., PHUONG, T. N., TRANG, T. N., et al. Fabrication of poly (lactic acid)/hydroxyapatite (PLA/HAp) porous nanocomposite for bone regeneration . *ResearchGate*, 391-404. (2020).