

# Pengaruh Konsentrasi Hidroksiapatit Terhadap Scaffold Dengan Metode Spons Replikasi Untuk Defek Tulang

\*

Yosafat Juan Timotius Prasetya  
Fakultas Teknik Elektro  
Purwokerto, Indonesia  
yosafatjuantp@student.telkomuniversity.ac.id

Adanti Wido Paramadini,  
S.T.,M.Eng  
Fakultas Teknik Elektro  
Purwokerto, Indonesia  
adanti@telkomuniversity.ac.id

Irmayatul Hikmah, S.Si., M. Si.  
Fakultas Teknik Elektro  
Purwokerto, Indonesia  
irmayatulh@telkomuniversity.ac.id

Defek tulang merupakan kondisi kehilangan struktur tulang yang memerlukan pendekatan rekayasa jaringan, salah satunya melalui penggunaan scaffold. Hidroksiapatit (HA) digunakan karena sifat biokompatibel dan osteokonduktifnya. Penelitian ini mengevaluasi pengaruh variasi konsentrasi HA (10%, 40%, dan 70%) terhadap sifat scaffold yang dibuat dengan metode spons replikasi. Scaffold dikarakterisasi melalui uji XRD untuk identifikasi struktur kristal, uji dimensi untuk kestabilan bentuk, uji degradasi dalam larutan PBS selama 7 hari, serta uji SEM-EDX untuk analisis morfologi dan komposisi kimia. Hasil menunjukkan bahwa konsentrasi HA 40% dan 70% berhasil membentuk fase kristalin HA, dengan struktur pori yang saling terhubung dan tingkat degradasi yang sesuai untuk aplikasi regenerasi tulang. Konsentrasi 70% menunjukkan porositas yang lebih baik dan kestabilan struktur lebih tinggi. Dengan demikian, scaffold HA 70% berpotensi lebih optimal untuk aplikasi pemulihan defek tulang.

**Kata kunci :** Defek tulang, hidroksiapatit, metode spons replikasi, regenerasi

## I. PENDAHULUAN

Defek tulang merupakan salah satu masalah ortopedi yang umum dan dapat menyebabkan kerusakan signifikan dengan siklus perawatan yang panjang[1]. Defek ini didefinisikan sebagai kerusakan atau kehilangan struktur tulang yang disebabkan oleh berbagai faktor, seperti trauma, infeksi, tumor, atau kelainan metabolik[2]. Masalah ini menjadi tantangan besar dalam dunia medis karena dapat menyebabkan hilangnya fungsi tulang, rasa sakit yang berkepanjangan, keterbatasan gerak, dan dalam kasus yang parah, dapat berujung pada kecacatan permanen[3]. Selain itu, defek tulang yang tidak ditangani dengan baik sering kali menyebabkan komplikasi seperti infeksi lanjutan dan kerusakan jaringan di sekitarnya[1].

Secara klinis, penanganan defek tulang memerlukan intervensi medis yang kompleks seperti pembedahan dan penggunaan biomaterial untuk memperbaiki jaringan yang rusak. Proses penyembuhan tulang alami merupakan proses yang kompleks dan bertahap, namun seringkali tidak cukup untuk memperbaiki defek yang besar atau kritis. Oleh karena itu, diperlukan pendekatan tambahan seperti penggunaan

biomaterial untuk mendukung regenerasi tulang[4]. Scaffold merupakan kerangka pendukung yang dirancang untuk menunjang proses regenerasi jaringan dengan menyediakan struktur fisik bagi pertumbuhan sel, pembentukan vaskular, serta transportasi nutrisi[5]. Hidroksiapatit (HA) merupakan salah satu biomaterial yang umum digunakan karena secara alami menyusun sekitar 65% komponen mineral tulang manusia dan memiliki sifat osteokonduktif serta biokompatibilitas yang sangat baik[6]. Selain itu, HA juga bersifat bioaktif dan dapat terdegradasi dalam tubuh, sehingga mampu berinteraksi langsung dengan jaringan untuk mempercepat proses regenerasi tulang[7]. Berbagai metode telah digunakan untuk membuat scaffold berbasis HA, seperti metode sol-gel dan pencetakan 3D, namun metode-metode tersebut umumnya memerlukan proses yang kompleks atau biaya produksi yang tinggi[8].

Sebagai alternatif, metode spons replikasi menjadi pilihan yang lebih sederhana dan ekonomis, serta mampu menghasilkan scaffold dengan struktur pori makro saling terhubung dan porositas yang sangat mendukung transportasi nutrisi dan migrasi sel, menjadikannya metode yang relevan dan efektif dalam penelitian regenerasi tulang[9]. Salah satu tantangan dalam pembuatan scaffold berbasis hidroksiapatit (HA) adalah pengendalian konsentrasi HA, karena hal ini memengaruhi sifat fisik, kimia, mekanik, dan biologis scaffold[10]. Konsentrasi HA yang terlalu tinggi dapat meningkatkan kekuatan mekanis namun menurunkan porositas, sedangkan konsentrasi yang terlalu rendah menghasilkan kekuatan mekanik yang tidak mencukupi. Secara fisik, konsentrasi HA memengaruhi porositas dan struktur mikro; secara kimia, memengaruhi pembentukan lapisan apatite sebagai indikator bioaktivitas; dan secara biologis, memengaruhi kemampuan scaffold dalam mendukung proliferasi serta diferensiasi sel osteogenik[11].

## II. KAJIAN TEORI

- a) Defek Tulang  
Defek tulang merupakan kondisi hilangnya sebagian atau seluruh struktur tulang akibat trauma, infeksi, tumor, atau kegagalan penyembuhan. Jika tidak segera ditangani, defek tulang dapat memicu komplikasi serius

seperti pembentukan *pseudarthrosis*, penurunan vaskularisasi, dan pembentukan jaringan fibrotik, yang secara langsung menghambat proses regenerasi[12][13].

- b) Hidroksiapatit  
Hidroksiapatit (HA)  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  adalah mineral utama penyusun tulang dan gigi manusia, yang dikenal karena sifatnya yang biokompatibel, bioaktif, dan osteokonduktif. Struktur kristal heksagonalnya memberikan stabilitas mekanis dan ketahanan terhadap degradasi biologis, menjadikannya bahan ideal untuk rekayasa jaringan tulang[14][15].
- c) Polyethyleneglycol  
Polyethylene glycol (PEG) 1000 merupakan bahan yang umum digunakan dalam modifikasi hidroksiapatit (HAp) karena kemampuannya mengkelat, sehingga mengontrol proses pembentukan kristal HAp[16]. Dalam sintesis, PEG 1000 berperan dalam mengendalikan ukuran dan distribusi partikel, menghasilkan HAp dengan morfologi lebih halus dan seragam, yang meningkatkan sifat mekanik dan interaksi biologis[17].
- d) Scaffold  
Scaffold adalah struktur tiga dimensi yang mendukung pertumbuhan dan regenerasi jaringan dengan menyediakan tempat bagi sel untuk menempel, tumbuh, dan berdiferensiasi. Scaffold harus biokompatibel, bioaktif, biodegradabel, serta memiliki porositas tinggi dan kekuatan mekanik memadai[15]. Hidroksiapatit digunakan karena sifat osteokonduktifnya, dan sering dikombinasikan dengan bahan lain untuk meningkatkan performa[14].
- e) Metode Spons Replikasi  
Teknik pembuatan scaffold berpori menggunakan spons sebagai cetakan. Spons direndam dalam larutan material lalu dikeringkan dan dipanaskan hingga spons terbakar, menyisakan struktur berpori dari material tersebut[18]. Metode ini menghasilkan scaffold tiga dimensi dengan porositas tinggi, ukuran pori yang terkontrol, dan cocok untuk aplikasi biomedis[19].
- f) Uji XRD  
Uji XRD digunakan untuk mengidentifikasi struktur kristal dan kemurnian hidroksiapatit (HA) pada scaffold. Pola difraksi sinar-X dibandingkan dengan data standar (JCPDS No. 09-0432) untuk memastikan pembentukan fase HA. Puncak khas muncul pada  $2\theta$  sekitar  $25.9^\circ$ ,  $31.7^\circ$ ,  $32.9^\circ$ , dan  $34.0^\circ$ . Kemunculan puncak-puncak ini tanpa adanya fasa lain menandakan HA murni. Lebar puncak digunakan untuk menilai kristalinitas, yang penting dalam menilai kualitas scaffold untuk aplikasi rekayasa jaringan tulang[20].
- g) Uji Dimensi  
Perhitungan yang dilakukan untuk mengukur dimensi suatu *scaffold* berbentuk kubus. Dilakukan dengan pengukuran volume[21].

$$V = s^3 \dots \quad (I)$$

Dimana :

$V$  = Volume *Scaffold*, satuannya dalam  $cm^3$  atau  $mm^3$

$s$  = Panjang sisi kubus, satuannya dalam cm atau mm

$$A = s^2 \quad (II)$$

Dimana :

$A$  = Luas panampang

$s$  = Panjang sisi kubus

#### h) Uji Degradasi

Bahan implan ideal harus kuat secara mekanik, biokompatibel, biodegradabel, dan mampu berikatan dengan tulang. Biomaterial sintetis perlu diuji kelayakannya sebelum digunakan secara medis. Salah satu metode pengujian adalah perendaman dalam larutan Simulated Body Fluid (SBF), yang meniru komposisi ion dan pH plasma darah[22]. Perhitungan hasil degradasi berdasarkan perubahan massa.

$$\text{Degradasi massa}(\%) = \frac{m_0 - m_t}{m_0} \times 100 \quad (III)$$

Dimana :

$m_0$  = Massa awal *scaffold* (sebelum uji degradasi)

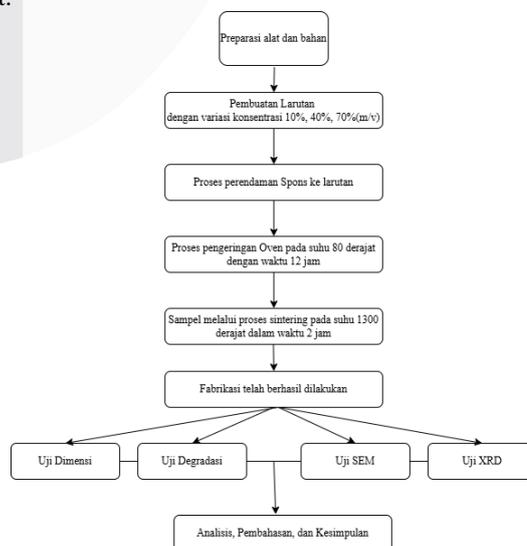
$m_t$  = Massa *scaffold* setelah waktu pengujian  $t$  (setelah degradasi)

#### i) Uji SEM – EDX

Uji Scanning Electron Microscope (SEM) digunakan untuk mengamati morfologi permukaan scaffold hidroksiapatit (HA) secara detail. SEM menghasilkan citra resolusi tinggi yang menunjukkan struktur mikro, distribusi pori, serta cacat permukaan[23]. Analisis Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (EDX) mendeteksi unsur utama Ca, P, dan O, yang sesuai dengan komposisi hidroksiapatit[24].

### III. METODE

Tahapan dalam proses pengujian biomaterial scaffold berbasis hidroksiapatit (HA) dengan variasi konsentrasi, menggunakan metode spons replikasi dan pengeringan melalui oven, serta sintering, digambarkan dalam skema berikut.



GAMBAR 1 SKEMA PENELITIAN

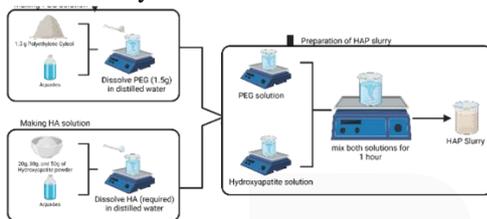
## A. Alat dan Bahan

Penelitian ini menggunakan berbagai alat untuk mendukung proses fabrikasi scaffold HA, seperti *furnace* untuk sintering, oven untuk pengeringan, serta *magnetic stirrer* dan *magnetic bar* untuk pencampuran slurry. Neraca digital, *beaker glass*, mikropipet, dan *caliper digital* digunakan untuk penimbangan dan pengukuran. Spons dibentuk menggunakan cetakan dan cutter. Karakterisasi dilakukan menggunakan XRD untuk analisis kristalinitas dan SEM untuk pengamatan morfologi permukaan. Bahan utama meliputi serbuk hidroksiapatit (HA) sebagai material scaffold, spons poliuretan sebagai cetakan pori, PEG 1000 sebagai pengikat, dan aquadest. Uji degradasi dilakukan dengan larutan Simulated Body Fluid (SBF).

## B. Persiapan

Proses pembuatan *scaffold* dimulai dengan pemotongan spons poliuretan (PU) menjadi bentuk kubus dengan ukuran  $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ , yang akan digunakan sebagai substrat untuk pembuatan *scaffold*. Sebelum proses pembuatan *scaffold*, dilakukan persiapan pembuatan slurry dari serbuk hidroksiapatit (HA) dengan komposisi larutan yang bervariasi, yakni 10% (w/v), 40% (w/v), dan 70% (w/v).

## C. Pembuatan slurry



GAMBAR 2 PROSES PEMBUATAN SLURRY

Sebelum pembuatan slurry, larutan PEG 3% (w/v) dan larutan HAp disiapkan secara terpisah menggunakan aquadest sebagai pelarut. Serbuk HAp ditambahkan dalam tiga variasi konsentrasi: 10%, 40%, dan 70% (w/v). Setelah keduanya larut, larutan PEG dicampurkan dengan larutan HAp secara perlahan, lalu diaduk menggunakan stirrer selama satu jam untuk menghasilkan slurry yang homogen.

## D. Dip Coating

Setelah slurry hidroksiapatit (HA) dengan konsentrasi yang telah ditentukan selesai disiapkan dan dicampur secara homogen, tahap selanjutnya dalam proses fabrikasi *scaffold* adalah pelapisan substrat menggunakan metode *dip coating*.

## E. Pengering

Spons yang telah dilapisi kemudian dikeringkan di dalam oven dengan suhu terkontrol sebesar  $80^\circ\text{C}$  selama 12 jam.

## F. Uji XRD

Uji kristalinitas scaffold dilakukan untuk mengetahui struktur kristal dari scaffold hidroksiapatit (HA) yang dibuat. Scaffold dengan variasi konsentrasi 10%, 40%, 70% dipastikan telah melalui proses sintering dan berada dalam kondisi kering, bebas dari debu, serta tidak terkontaminasi. Untuk analisis menggunakan X-Ray Diffraction (XRD), scaffold dihancurkan menjadi serbuk halus menggunakan mortar dan pestle agar mempermudah proses pengujian. Hasil pola difraksi yang diperoleh kemudian dibandingkan dengan data referensi standar dari Joint Committee on Powder Diffraction Standards (JCPDS) untuk hidroksiapatit. Identifikasi dilakukan pada puncak-puncak utama hidroksiapatit yang umumnya muncul pada sudut difraksi ( $2\theta$ ).

## G. Uji Dimensi

Uji dimensi dilakukan untuk memastikan bahwa sampel scaffold yang telah dibuat memenuhi spesifikasi ukuran yang diinginkan. Sampel dipastikan dalam kondisi bersih dan kering sebelum dilakukan pengukuran. Menggunakan caliper, dilakukan pengukuran terhadap panjang, lebar, dan ketebalan scaffold. Pengukuran dilakukan pada beberapa titik di setiap scaffold untuk memperoleh nilai rata-rata yang representatif, serta memastikan konsistensi dan akurasi dari dimensi yang diukur.

## H. Uji Degradasi

Uji degradasi dilakukan untuk menilai kestabilan scaffold HA dalam kondisi menyerupai tubuh manusia. Scaffold direndam dalam larutan Simulated Body Fluid (SBF) pada suhu  $37^\circ\text{C}$  selama 7 hari. Setelah inkubasi, scaffold dikeringkan dan perubahan massa dihitung untuk menentukan laju degradasi serta menilai integritas strukturalnya sebagai biomaterial regeneratif.

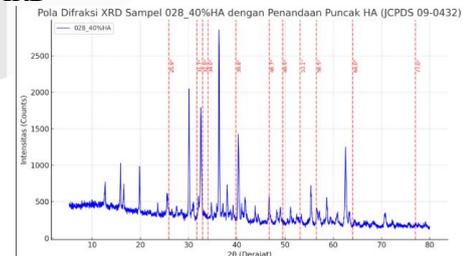
## I. Uji SEM – EDX

Uji SEM pada scaffold HA bertujuan menganalisis morfologi permukaan, struktur, dan distribusi pori. Citra SEM memberikan informasi tentang tekstur, kekasaran, bentuk, dan konektivitas pori, yang semuanya berperan penting dalam mendukung regenerasi jaringan. Analisis Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (EDX) mendeteksi unsur utama Ca, P, dan O, yang sesuai dengan komposisi hidroksiapatit.

## IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Fabrikasi scaffold HA dilakukan dengan metode spons replikasi. Spons poliuretan dipotong berukuran  $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$  dan dilapisi slurry HA yang dibuat dari campuran serbuk HA (10%, 40%, dan 70% w/v) dan PEG 1000 (3% w/v) dalam aquadest. Slurry dihomogenkan selama 1 jam, kemudian spons dicelupkan (dip coating), ditiriskan, dan dikeringkan dalam oven pada  $80^\circ\text{C}$  selama 12 jam. Proses akhir adalah sintering pada  $1300^\circ\text{C}$  selama 2 jam untuk membakar spons dan memadatkan HA. Scaffold dengan konsentrasi HA 10% gagal membentuk struktur utuh pasca-sintering sehingga tidak dilanjutkan ke tahap karakterisasi. Scaffold dari konsentrasi 40% dan 70% kemudian diuji dengan XRD, uji dimensi, uji degradasi, serta SEM-EDX untuk menilai struktur kristal, ukuran, biodegradasi, morfologi, dan komposisi kimia.

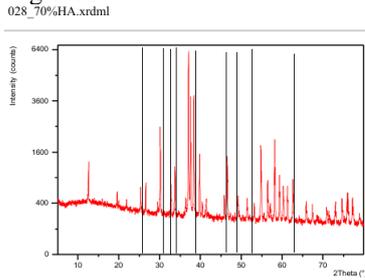
## A. Uji XRD



GAMBAR 3 HASIL XRD PADA HA 40%

Grafik difraktogram XRD menunjukkan sudut difraksi ( $2\theta$ ) pada sumbu horizontal dan intensitas difraksi pada sumbu vertikal. Pola difraksi menampilkan puncak-puncak tajam yang menandakan struktur kristalin dominan. Garis putus-putus merah menunjukkan puncak khas hidroksiapatit (HA) sesuai referensi JCPDS No. 09-0432 pada sudut  $2\theta$  seperti  $25,9^\circ$ ,  $31,7^\circ$ , dan  $32,9^\circ$ . Kesesuaian ini membuktikan

terbentuknya fasa kristalin HA. Tidak ditemukan puncak dari fasa lain seperti TCP atau CaCO<sub>3</sub>, sehingga dapat disimpulkan bahwa sampel memiliki kristalinitas tinggi dan kemurnian yang baik.



GAMBAR 4 HASIL XRD PADA HA 70%

Pola difraksi XRD menunjukkan puncak-puncak tajam dan simetris pada sudut 2θ seperti 25,9°, 31,8°, 32,9°, 34,0°, hingga 64,0°, yang sesuai dengan bidang kristal (002), (211), (112), (300), dan lainnya berdasarkan JCPDS No. 09-0432. Puncak dominan pada 31,8° menandakan keberadaan bidang (211), khas struktur kristal heksagonal hidroksiapatit (HA). Tidak terdeteksi puncak dari fasa sehingga dapat disimpulkan bahwa sampel memiliki kemurnian tinggi. Ketajaman puncak juga mencerminkan derajat kristalinitas yang baik, yang penting untuk kestabilan struktur dan performa biologis scaffold dalam aplikasi regeneratif.

#### B. Uji Dimensi

Scaffold dengan kandungan HA sebesar 40% menunjukkan rata-rata dimensi sisi berkisar antara 0.70 cm hingga 0.83 cm. Volume scaffold berada dalam rentang 0.35 cm<sup>3</sup> hingga 0.58 cm<sup>3</sup>, dan luas penampang bervariasi antara 0.49 cm<sup>2</sup> hingga 0.70 cm<sup>2</sup>. Variasi ini mencerminkan ketidakteraturan bentuk spons yang digunakan sebagai cetakan, namun secara umum dimensi scaffold masih sesuai dengan kisaran yang dibutuhkan untuk aplikasi implan defek tulang.

TABEL 1 HASIL DATA DARI PERHITUNGAN UJI DIMENSI HA 40%

Sampel	Sisi 1	Sisi 2	Sisi 3	Rata-rata Sisi	Volume (V)	Luas Penampang (A)
a1	0,82	0,82	0,74	0,79	0,50	0,63
a2	0,75	0,92	0,83	0,83	0,58	0,70
a3	0,81	0,73	0,57	0,70	0,35	0,49
a4	0,9	0,81	0,69	0,80	0,52	0,64
a5	0,66	0,82	0,74	0,74	0,41	0,55

Pada scaffold dengan kandungan HA yang lebih tinggi, yaitu 70%, terdapat kecenderungan peningkatan pada dimensi rata-rata. Nilai Rata-rata Sisi tercatat antara 0.771 cm hingga 0.897 cm, dengan volume berkisar dari 0.458 cm<sup>3</sup> hingga 0.723 cm<sup>3</sup>, serta luas penampang antara 0.594 cm<sup>2</sup> hingga 0.805 cm<sup>2</sup>. Peningkatan dimensi ini dapat diinterpretasikan sebagai hasil dari peningkatan viskositas slurry dan densitas material akibat kandungan HA yang lebih tinggi, yang berpengaruh pada penebalan lapisan material pada permukaan spons.

TABEL 2 HASIL DATA DARI PERHITUNGAN UJI DIMENSI HA 70%

Sampel	Sisi 1	Sisi 2	Sisi 3	Rata-rata Sisi	Volume (V)	Luas Penampang (A)
a1	0,86	0,74	0,74	0,78	0,48	0,61
a2	0,72	0,8	0,8	0,78	0,47	0,61
a3	0,82	0,66	0,82	0,77	0,45	0,59

a4	0,82	0,82	0,82	0,82	0,55	0,67
a5	0,89	0,97	0,81	0,89	0,72	0,8

#### C. Uji Degradasi

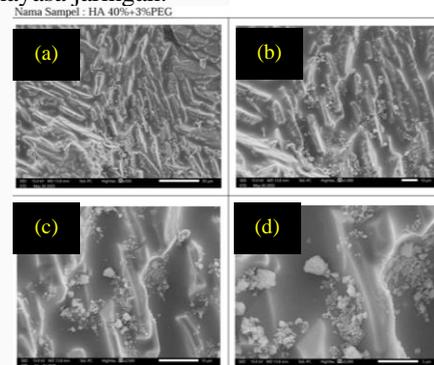
Uji degradasi scaffold HA dilakukan dengan merendam sampel dalam larutan Simulated Body Fluid (SBF) pada suhu 37°C selama 7 hari. Hasil menunjukkan tidak ada perubahan massa pada scaffold dengan konsentrasi HA 40% (216 g) maupun 70% (102 g), sehingga persentase degradasi massa adalah 0%. Ketahanan ini mengindikasikan stabilitas kimia dan fisik yang tinggi terhadap lingkungan fisiologis, tanpa pelepasan partikel atau peluruhan material. Selain itu, struktur pori dan ikatan antar partikel tetap terjaga, menunjukkan bahwa konsentrasi HA tidak memengaruhi degradasi dalam periode awal. Hasil ini mendukung potensi scaffold dalam aplikasi regeneratif tulang, terutama pada fase awal implantasi.

TABEL 3 HASIL DEGRADASI SETELAH 7 HARI PERENDAMAN

Sampel	Massa Awal	Massa Akhir	Degradasi Massa (%)
HA 40%	216 gr	216 gr	0%
HA 70%	102 gr	102 gr	0%

#### D. Uji SEM – EDX

Uji SEM bertujuan menganalisis morfologi permukaan dan struktur pori scaffold secara mikroskopis. Pengamatan dilakukan untuk mengevaluasi bentuk, ukuran, dan distribusi pori makro, interkoneksi pori, serta ketebalan dan morfologi strut. Selain itu, SEM digunakan untuk mengamati distribusi dan keterikatan partikel HA pada permukaan strut, serta mengidentifikasi tekstur dan mikroporositas yang berpengaruh terhadap adhesi sel dan integrasi jaringan. Analisis ini penting untuk menilai potensi fungsional scaffold dalam rekayasa jaringan.

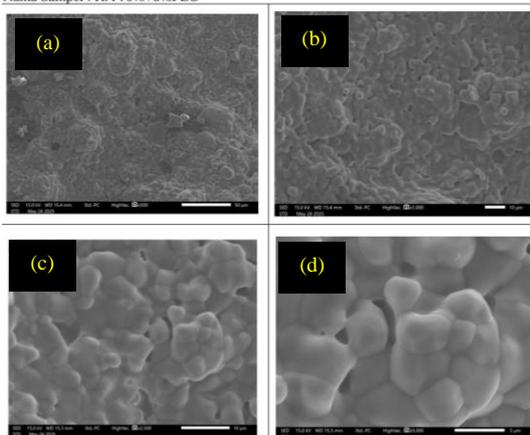


GAMBAR 5 HASIL GAMBAR SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT DENGAN KONSENTRASI HA 40%

Pada Gambar A, struktur pori makro tiga dimensi scaffold terlihat jelas pada perbesaran 500×. Pori-pori tampak tidak beraturan dengan ukuran berkisar antara 100–300 μm dan saling terhubung, menyerupai struktur alami tulang. Strut terlihat tipis dan tersusun secara acak, yang dapat memengaruhi kekuatan mekanik scaffold. Gambar B memperlihatkan permukaan strut pada perbesaran 1000×, di mana lapisan hidroksiapatit (HA) mulai terlihat jelas dengan karakteristik granular. Partikel-partikel HA belum sepenuhnya menyatu, dan permukaan strut masih tampak kasar. Pada Gambar C, perbesaran 2500× menunjukkan detail morfologi yang lebih tajam; partikel HA tampak terpisah dan belum membentuk lapisan padat, serta mulai terlihat mikroporositas antar partikel. Terakhir, Gambar D dengan perbesaran 5000× menampilkan agregat partikel HA yang

tersusun rapat namun belum homogen. Permukaan strut tampak sangat kasar, menandakan bahwa proses sintering belum optimal sepenuhnya.

Nama Sampel : HA 70%+3%PEG



GAMBAR 5 HASIL GAMBAR SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT DENGAN KONSENTRASI HA 70%

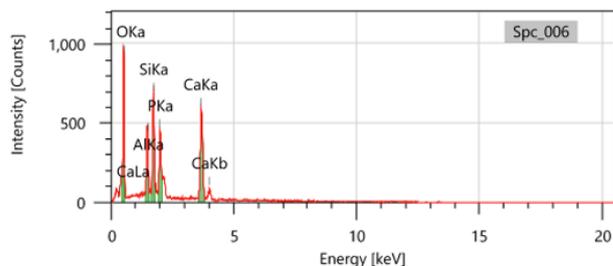
Pada Gambar A (perbesaran 500×), struktur pori makro tiga dimensi dari scaffold HA 70% terlihat jelas dengan interkoneksi yang baik. Pori-pori memiliki bentuk tidak beraturan dan ukuran bervariasi antara 100–300 μm. Dibandingkan dengan HA 40%, strut pada HA 70% tampak sedikit lebih tebal, menyebabkan ukuran pori relatif lebih kecil. Permukaan strut terlihat lebih halus, mengindikasikan perubahan morfologi akibat peningkatan kandungan HA.

Pada Gambar B (1000×), permukaan strut menunjukkan lapisan HA yang lebih padat dan menyatu dibandingkan dengan HA 40%. Partikel HA tampak lebih terikat satu sama lain, membentuk lapisan yang lebih tebal dan merata. Hal ini menunjukkan peningkatan kualitas permukaan yang dapat meningkatkan adhesi sel dan bioaktivitas scaffold.

Gambar C (2500×) memperlihatkan lapisan HA yang lebih homogen dan padat. Proses sintering tampak lebih berhasil, dengan tingkat penyatuan antar partikel yang lebih tinggi. Permukaan strut juga terlihat lebih halus, menunjukkan keterikatan partikel yang baik dan pengurangan kekasaran permukaan, yang berpotensi mendukung integrasi jaringan.

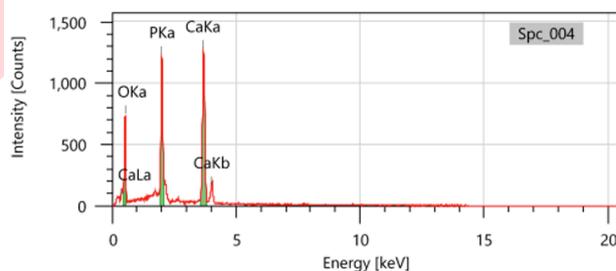
Pada Gambar D (5000×), morfologi HA menunjukkan lapisan yang lebih solid dengan partikel-partikel yang lebih menyatu dibandingkan sampel HA 40%. Tekstur granular masih terlihat, tetapi batas antar partikel tidak sejas sebelumnya, menandakan sintering yang lebih efektif. Permukaan strut tampak lebih padat, dengan sedikit mikroporositas, mendukung peningkatan kekuatan mekanik dan interaksi seluler.

Secara keseluruhan, peningkatan konsentrasi HA dari 40% menjadi 70% menghasilkan perbedaan signifikan pada ketebalan strut, kekasaran permukaan, dan kepadatan lapisan HA. Scaffold HA 70% menunjukkan struktur yang lebih padat dan permukaan yang lebih halus, yang berimplikasi positif terhadap kekuatan mekanik dan bioaktivitas dalam aplikasi rekayasa jaringan tulang.



GAMBAR 6 HASIL UJI EDX HA 40%

Analisis spektrum EDX pada area yang diamati menunjukkan keberadaan unsur utama penyusun hidroksiapatit (HA), yaitu Kalsium (Ca), Fosfor (P), dan Oksigen (O), yang tampil dominan pada grafik spektrum. Hal ini menegaskan bahwa senyawa HA berhasil terbentuk dalam struktur scaffold. Selain itu, terdeteksi pula unsur Aluminium (Al) dan Silikon (Si) yang kemungkinan berasal dari material spons atau alat selama proses fabrikasi. Unsur Karbon (C) juga teridentifikasi, diduga berasal dari PEG sebagai agen pengikat atau dari kontaminasi selama preparasi dan karakterisasi sampel.



GAMBAR 7 HASIL UJI EDX HA 40%

Spektrum EDX pada area Spc 004 menunjukkan dominasi kuat unsur Kalsium (Ca), Fosfor (P), dan Oksigen (O), mengindikasikan pembentukan hidroksiapatit (HA) yang efektif dan stabil. Puncak Ca Kα, P Kα, dan O Kα terekam dengan intensitas tinggi, sementara unsur Aluminium (Al) dan Silikon (Si) hampir tidak terdeteksi, menandakan kemurnian material yang tinggi. Sebaliknya, Spc 006 juga menunjukkan keberadaan Ca, P, dan O, namun dengan intensitas lebih rendah dan puncak Al serta Si yang lebih menonjol, mengindikasikan kontaminasi atau fasa tambahan dari media pendukung seperti spons atau alat logam. Unsur Karbon (C) terdeteksi pada kedua area, kemungkinan berasal dari PEG atau proses preparasi. Hasil ini menunjukkan bahwa Spc 004 lebih representatif sebagai struktur HA murni dibandingkan Spc 006.

## V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian mengenai pengaruh konsentrasi hidroksiapatit (HA) terhadap sifat scaffold yang dibuat dengan metode spons replikasi, dapat disimpulkan bahwa konsentrasi HA berperan penting dalam menentukan keberhasilan fabrikasi dan kualitas scaffold. Konsentrasi 10% HA tidak mampu membentuk struktur scaffold yang stabil pasca-sintering, sementara konsentrasi 40% dan 70% berhasil menghasilkan scaffold utuh dan berpori. Peningkatan konsentrasi HA dari 40% ke 70% berpengaruh signifikan terhadap sifat fisik dan kimia scaffold. Secara morfologis, scaffold 70% menunjukkan permukaan yang lebih padat dan terstruktur dibandingkan 40%. Uji XRD menunjukkan bahwa kedua konsentrasi menghasilkan fasa kristalin HA yang baik, dengan kristalinitas yang lebih unggul pada konsentrasi 70%.

Hasil uji SEM-EDX mengonfirmasi dominasi unsur Ca, P, dan O, serta menunjukkan bahwa sampel 70% HA memiliki tingkat kemurnian yang lebih tinggi. Uji dimensi menunjukkan peningkatan volume dan luas penampang pada konsentrasi HA yang lebih tinggi. Uji degradasi dalam larutan SBF selama 7 hari menunjukkan bahwa kedua scaffold memiliki kestabilan awal yang sangat baik, dengan degradasi massa sebesar 0%. Secara keseluruhan, scaffold dengan konsentrasi 70% HA menunjukkan performa yang lebih optimal dalam aspek morfologi, kristalinitas, kemurnian kimia, dan stabilitas, sehingga lebih potensial untuk diaplikasikan sebagai biomaterial pada rekayasa jaringan tulang.

#### REFERENSI

- [1] N. Xue *et al.*, “Bone Tissue Engineering in the Treatment of Bone Defects,” Jul. 01, 2022, *MDPI*. doi: 10.3390/ph15070879.
- [2] E. H. Schemitsch, “Size Matters: Defining Critical in Bone Defect Size!,” *J Orthop Trauma*, vol. 31, pp. S20–S22, Oct. 2022, doi: 10.1097/BOT.0000000000000978.
- [3] A. Nauth, M. D. Mckee, T. A. Einhorn, J. T. Watson, R. Li, and E. H. Schemitsch, “Managing Bone Defects.” [Online]. Available: [www.jorthotrauma.com](http://www.jorthotrauma.com)
- [4] M. da S. Brasilino *et al.*, “Mate tea (*Ilex paraguariensis*) improves bone formation in the alveolar socket healing after tooth extraction in rats,” *Clin Oral Investig*, vol. 22, no. 3, pp. 1449–1461, Apr. 2020, doi: 10.1007/s00784-017-2249-1.
- [5] I. Zein, D. W. Hutmacher, K. Cheng Tan, and S. Hin Teoh, “Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications,” 2021.
- [6] 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.
- [7] L. H. Fu, C. Qi, Y. J. Liu, W. T. Cao, and M. G. Ma, “Sonochemical synthesis of cellulose/hydroxyapatite nanocomposites and their application in protein adsorption,” *Sci Rep*, vol. 8, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41598-018-25566-7.
- [8] X. Zhang *et al.*, “Template-assisted, sol-gel fabrication of biocompatible, hierarchically porous hydroxyapatite scaffolds,” *Materials*, vol. 12, no. 8, 2021, doi: 10.3390/ma12081274.
- [9] A. Mehatlaf, A. Atiyah, and S. Farid, “An Experimental Study of Porous Hydroxyapatite Scaffold Bioactivity in Biomedical Applications,” *Engineering and Technology Journal*, vol. 39, no. 6, pp. 977–985, Jun. 2021, doi: 10.30684/etj.v39i6.2059.
- [10] R. Z. LeGeros, “Calcium phosphate-based osteoinductive materials,” Nov. 2020. doi: 10.1021/cr800427g.
- [11] S. Bailliez and A. Nzihou, “The kinetics of surface area reduction during isothermal sintering of hydroxyapatite adsorbent,” *Chemical Engineering Journal*, vol. 98, no. 1–2, pp. 141–152, Mar. 2023, doi: 10.1016/j.cej.2003.07.001.
- [12] A. S. Budiati *et al.*, “Bovine Hydroxyapatite-Based Bone Scaffold with Gentamicin Accelerates Vascularization and Remodeling of Bone Defect,” *Int J Biomater*, vol. 2021, 2021, doi: 10.1155/2021/5560891.
- [13] G. Fernandez de Grado *et al.*, “Bone substitutes: a review of their characteristics, clinical use, and perspectives for large bone defects management,” Jun. 02, 2023, *SAGE Publications Ltd*. doi: 10.1177/2041731418776819.
- [14] S. Liu, C. Hu, and Z. Ren, “Bone Tissue Engineering: Scaffolds with Osteoinductivity for Bone Regeneration,” 2023, *Hindawi Limited*. doi: 10.1155/2017/1038476.
- [15] M. Prakasam, J. Locs, K. Salma-Ancane, D. Loca, A. Largeteau, and L. Berzina-Cimdina, “Fabrication, Properties and Applications of Dense Hydroxyapatite: A Review,” *J Funct Biomater*, vol. 6, no. 4, pp. 1099–1140, Dec. 2020, doi: 10.3390/jfb6041099.
- [16] K. Azzaoui *et al.*, “Synthesis of nanostructured hydroxyapatite in presence of polyethylene glycol 1000,” Available online [www.jocpr.com](http://www.jocpr.com) *Journal of Chemical and Pharmaceutical Research*, no. 5, pp. 1209–1216, 2022, [Online]. Available: [www.jocpr.com](http://www.jocpr.com)
- [17] I. Postic and H. Sheardown, “Poly(ethylene glycol) induces cell toxicity in melanoma cells by producing a hyperosmotic extracellular medium,” *J Biomater Appl*, vol. 33, no. 5, pp. 693–706, Nov. 2021, doi: 10.1177/0885328218807675.
- [18] S. Ghanaati, J. Lorenz, K. Obreja, J. Choukroun, C. Landes, and R. A. Sader, “Nanocrystalline hydroxyapatite-based material already contributes to implant stability after 3 months: A clinical and radiologic 3-year follow-up investigation,” *Journal of Oral Implantology*, vol. 40, no. 1, pp. 103–109, 2023, doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00232.
- [19] M. J. Azuraini *et al.*, “Surface Modification of Sponge-like Porous Poly(3-hydroxybutyrate-co-4-hydroxybutyrate)/Gelatin Blend Scaffolds for Potential Biomedical Applications,” *Polymers (Basel)*, vol. 14, no. 9, May 2022, doi: 10.3390/polym14091710.
- [20] A. A. Mehatlaf, S. B. H. Farid, and A. A. Atiyah, “Fabrication and Investigation of Bioceramic Scaffolds by a Polymer Sponge Replication Technique,” *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 1076, no. 1, p. 012080, Feb. 2021, doi: 10.1088/1757-899x/1076/1/012080.
- [21] L. Mendoza-Cerezo, J. M. Rodríguez-Rego, A. Soriano-Carrera, A. C. Marcos-Romero, and A. Macías-García, “Fabrication and characterisation of bioglass and hydroxyapatite-filled scaffolds,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 144, Aug. 2023, doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.105937.
- [22] A. Setiabudi *et al.*, “Karakterisasi Material: Prinsip dan Aplikasinya dalam Penelitian Kimia:UPI PRESS,” 2020.

- [23] N. Bariyah, A. Pascawinata, and K. Kunci Abstrak, "GAMBARAN KARAKTERISTIK SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIGI MANUSIA DENGAN METODE PLANETARY BALL MILL MENGGUNAKAN UJI SCANNING ELECTRON MICROSCOPE (SEM)."
- [24] O. A. Osuchukwu, A. Salihi, I. Abdullahi, and D. O. Obada, "Experimental data on the characterization of hydroxyapatite produced from a novel mixture of biowastes," *Data Brief*, vol. 42, Jun. 2022, doi: 10.1016/j.dib.2022.108305.

