

Bab IV

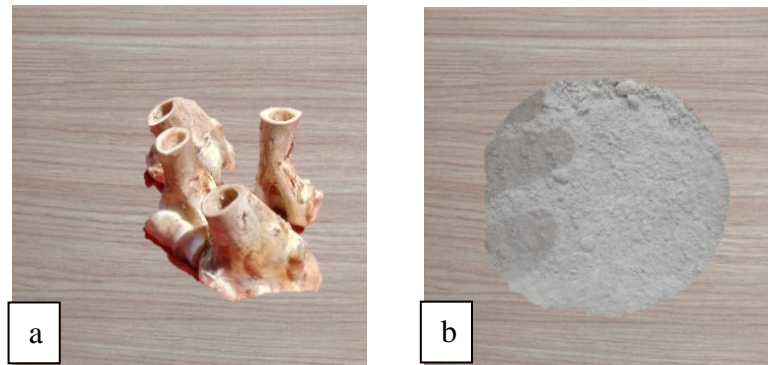
Hasil dan Pembahasan

4.1 Karakterisasi Limbah Tulang Sapi dan Kaleng Aluminium

Penelitian menggunakan limbah tulang sapi sebagai bahan baku hidroksiapatit melalui proses kalsinasi. Proses preparasi sebelum kalsinasi tulang sapi yaitu tulang sapi direbus menggunakan air selama 2 jam dan mengulangi proses perebusan tulang sapi selama 2 jam untuk menghilangkan sisa lemak yang tersisa pada tulang sapi serta mempermudah pengelupasan kotoran mikroskopik. Tulang sapi dicuci dengan air yang mengalir dan dibersihkan untuk menghilangkan sisa daging, sumsum dan jaringan lainnya. Lalu mengulangi proses perebusan dengan penggantian air yang baru. Kemudian, dikeringkan dengan dijemur untuk menguapkan air setelah proses pencucian dan pembersihan tulang sapi. Proses penjemuran dilakukan selama tujuh hari supaya tulang dipastikan kering hingga tidak tersisa air. Tulang dipotong menjadi ukuran yang lebih kecil dan dilakukan proses kalsinasi.

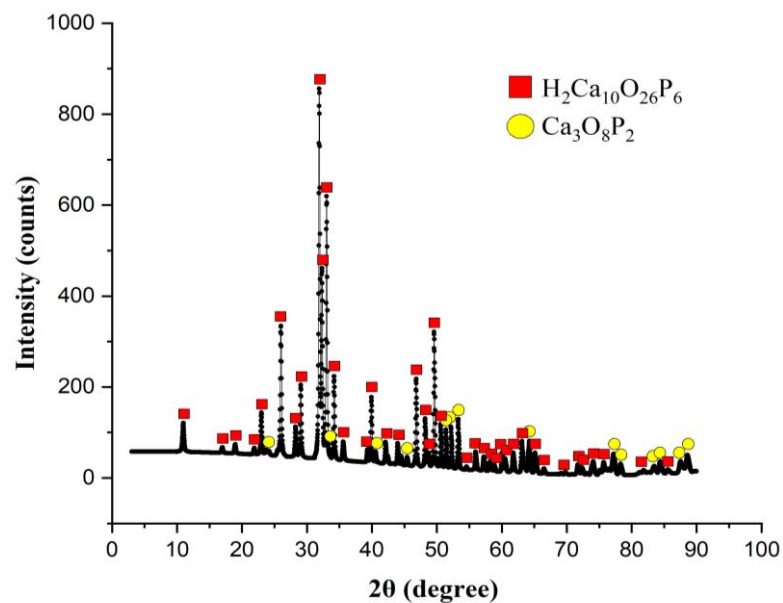
Tulang sapi berukuran kecil dikalsinasi dengan cara dimasukkan ke dalam krusibel alumina sebanyak 10 gram, lalu dipanaskan di dalam *furnace*. Proses kalsinasi bertujuan untuk mengeliminasi segala komponen organik penyusun tulang sapi, sehingga hanya menyisakan hidroksiapatit (HAp) saja. Proses kalsinasi menggunakan *muffle furnace* dengan temperatur 750°C selama 6 jam dan didinginkan secara perlahan hingga temperatur ruang. Proses kalsinasi didapatkan

hasil produk yaitu tulang sapi berkarakteristik berwarna putih. Visual hasil dapat dilihat pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Tulang sapi sebelum kalsinasi (a) dan setelah kalsinasi (b)

Karakterisasi pada tulang setelah kalsinasi diperlukan untuk mendapatkan senyawa hidroksiapatit, setelah pengamatan visual dari perubahan warna pada tulang dilakukan kemudian karakterisasi menggunakan *software High Score Plus* (HSP) dan *Origin*. Data hasil karakterisasi XRD hidroksiapatit dari hasil kalsinasi tulang sapi yang dapat dilihat pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Hasil XRD Kalsinasi Tulang Sapi

Hasil tersebut berada pada sudut 2θ sebesar 31.917° dan memiliki *Goodness Of Fit* (GOF) sebesar 2,8. Selain preparasi tulang sapi, dilakukan preparasi limbah kaleng aluminium pada penelitian ini. Prosedur preparasi yang dilakukan yaitu mencuci limbah kaleng dengan air dan sabun untuk menghilangkan pengotor yang menempel dan dilanjutkan dengan menjemur kaleng supaya kering dan tidak tersisa air yang tertinggal setelah proses pencucian kaleng. Kemudian kaleng yang kering dipotong menjadi ukuran $1 \times 1 \text{ cm}^2$ untuk memudahkan proses *milling*. Proses *milling* dengan menggunakan alat *disc mill* hingga ukurannya menjadi -200# (200 mesh).

Kaleng aluminium dilakukan proses perlakuan pemurnian menggunakan metode *fluxing*. Sebelum proses *fluxing*, kaleng aluminium yang digunakan dipreparasi terlebih dahulu dengan tahapan yang sama dengan preparasi kaleng aluminium tanpa perlakuan hingga sampai tahap pengecilan ukuran. Preparasi kaleng dilebur dengan suhu 800°C dengan rentang waktu 10 menit hingga 15 menit. *Slag* yang muncul ke permukaan lelehan diangkat. Kemudian *flux* ditambahkan dan ditunggu kembali sampai *flux* tersebut bereaksi dengan lelehan aluminium. Setelah beberapa menit, *slag* kedua kembali muncul ke permukaan lelehan aluminium lalu diangkat. *Slag* yang tersisa telah tidak ada maka lelehan aluminium dicetak menjadi batangan dan dihaluskan menggunakan *disc mill*. Sebelum penghalusan batangan aluminium dengan *disc mill* dilakukan pengecilan ukuran serbuk untuk memudahkan proses penghalusan menggunakan *disc mill*. Batangan aluminium diambil *scrap* menggunakan mesin bubut, setelah batangan aluminium menjadi

scrap dilanjutkan dengan penghalusan menggunakan alat *disc mill* hingga ukurannya menjadi -200# (200 mesh).

Proses pemurnian menggunakan metode *fluxing* memanfaatkan prinsip peleburan ulang dengan menambahkan *flux*, pada penelitian ini *flux* yang digunakan adalah NaCl dan KCl. Penambahan *flux* sejumlah 10% dari berat kaleng aluminium yang akan dilebur dengan perbandingan *flux* 1:1. *Flux* ini dapat mengikat serta mengangkat pengotor yang terdapat pada lelehan aluminium, selanjutnya menuju permukaan dengan memanfaatkan prinsip energi bebas Gibbs. Berikut merupakan hasil XRF limbah kaleng aluminium dan aluminium hasil *fluxing* yang dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil XRF Limbah Kaleng Aluminium dan Aluminium Hasil *Fluxing*

Unsur	Persentase (%)	
	Kaleng Aluminium	Aluminium Hasil <i>Fluxing</i>
Al	93,15	97,04
Mg	3,5	1,03
Mn	1,51	0,59
Fe	0,51	0,42
Si	0,43	0,39
Cu	0,38	0,28
Cr	0,34	0,15
Zn	0,18	0,1

Berdasarkan hasil analisa XRF pada Tabel 4.1 di atas dapat diketahui bahwa terjadi peningkatan kadar logam aluminium setelah dilakukan proses pemurnian dari 93,15% menjadi 97,04%. Selain kandungan aluminium terjadi peningkatan, terjadi penurunan pada *impurities* kadar logam lain di dalam limbah kaleng

aluminium. Hal ini disebabkan terdapat perbedaan seri aluminium pada kaleng mengakibatkan berbeda pula logam pemuatan di dalamnya. Kadar Mg setelah dilakukan proses *fluxing* berkurang sebanyak 1,03% hal tersebut karena logam magnesium termasuk unsur yang paling reaktif dari pengotor lain. Terjadi pengurangan kadar logam magnesium dalam paduan aluminium dapat dilakukan dengan mereaksikan senyawa klorida atau oksidasi pada permukaan logam cair (Vieira, 2012).

4.2 Hasil Penelitian

Penelitian menggunakan bahan hidroksiapatit, aluminium, berpenguat magnesium, dan titanium yang memiliki ukuran 200 mesh (-200#), bertujuan untuk membentuk matriks komposit keramik. Serbuk hidroksiapatit sebagai matriks didapat dari hasil kalsinasi tulang sapi. Aluminium dan titanium sebagai *reinforce* (penguat) serta magnesium sebagai *wetting agent* (agen pembasah). Penelitian menggunakan metode *Self-Propagating Intermediate Temperature Synthesis* (SIS). Penelitian diawali dengan proses *sieving* pada hidroksiapatit, aluminium, magnesium dan titanium hingga ukuran -200#. Proses *sieving* ini dilakukan untuk menghasilkan distribusi ukuran partikel yang lebih seragam sehingga *compresability*-nya meningkat (Hlosta and Necas, 2016). Setelah *sieving* selanjutnya dilakukan proses *mixing* semua bahan menggunakan *rotary mill*. *Rotary mill* ini bertujuan supaya semua bahan menjadi homogen.

Setelah sampel menjadi homogen lalu dimasukkan ke dalam *molding* kompaksi untuk dilakukan proses kompaksi. Proses ini bertujuan untuk membuat

bentuk pada serbuk serta memadatkan supaya tidak hancur jika komposit tersebut dipanaskan di dalam *furnace*. Setelah melakukan proses kompaksi dan sampel menjadi berbentuk dan padat, proses SIS dilakukan pada temperatur 850°C selama 2 jam. Sebelum proses SIS, diperlukan cetakan khusus untuk memasukkannya ke dalam *furnace*. Cetakan khusus berfungsi untuk memfokuskan aliran panas dalam *furnace* ke satu sisi sehingga distribusi panas yang diberikan pada sampel menjadi merata.

Sampel kemudian dilanjutkan ke pengujian dan didapatkan data hasil. Penelitian ini menghasilkan komposit hidroksiapatit dengan parameter persen komposisi penambahan titanium dan proses *fluxing* dan *non-fluxing* pada limbah kaleng aluminium. Tabel 4.2 di bawah menyajikan data hasil percobaan untuk setiap sampel berupa nilai kekerasan dan kuat tekan.

Tabel 4.2 Data Hasil Pengujian Sampel

Penamaan Sampel (HAp:Al:Mg:Ti)	Persen Massa Titanium	Perlakuan pada Limbah Kaleng	Nilai Kekerasan (HV)	Nilai Kuat Tekan (MPa)
Sampel A (80:10:5:5)	5	Tanpa <i>Fluxing</i>	44,4276	28,44
Sampel B (80:10:5:5)	5		45,2866	29,74
Sampel C (75:10:5:10)	10	<i>Fluxing</i>	48,0202	30,22
Sampel D (65:10:5:20)	20		48,8031	33,58

Pada Tabel 4.2 menunjukkan nilai kekerasan rata rata dari setiap sampel pada tiga titik yang dilakukan dengan indentasi pembebanan 100 gf. Sedangkan untuk nilai kuat tekan sampel dilakukan pembebanan 100 kN secara menyeluruh. Pada

penelitian ini pengaruh jenis aluminium dan variasi komposisi titanium terhadap sifat mekanik yang dihasilkan pada percobaan yaitu nilai kekerasan dan kuat tekan komposit biomaterial berbasis hidroksiapatit. Berdasarkan hasil didapatkan dan dianalisa untuk variasi jenis aluminium didapatkan nilai kekerasan dan kuat tekan tertinggi pada jenis aluminium *fluxing* yaitu sebesar 45,28 HV dan 29,74 MPa, sedangkan nilai terendah pada jenis aluminium kaleng yaitu sebesar 44,42 HV dan 28,44 MPa. Sedangkan untuk variasi komposisi titanium, dengan komposisi terendah yaitu 5 wt.% Ti mendapatkan nilai kekerasan dan kekuatan yang terendah yaitu sebesar 45,28 HV dan 29,74 MPa. Sedangkan untuk komposisi titanium tertinggi yaitu 20 wt.% Ti mendapatkan nilai kekerasan dan kuat tekan sebesar 48,8 HV dan 33,58 MPa.

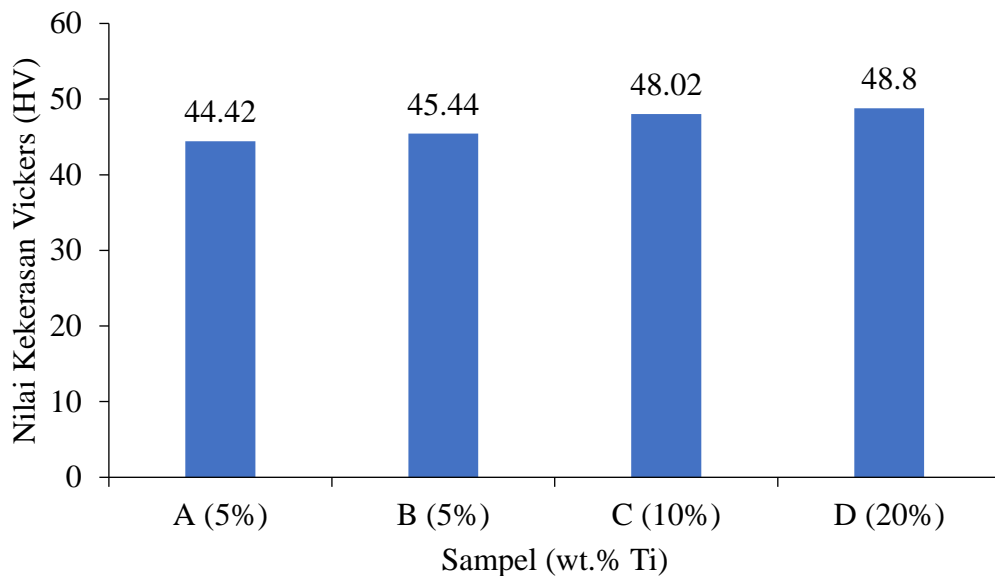
Pada hasil tersebut dapat diketahui bahwa persen komposisi titanium yang sama tetapi salah satu sampel dilakukan perlakuan pemurnian untuk kaleng aluminium terlebih dahulu yaitu pada sampel A dan B. Terlihat bahwa dengan adanya suatu proses *fluxing* atau pemurnian dapat menaikkan nilai kekerasan serta kuat tekan pada sampel. Hal ini disebabkan kandungan aluminium yang bertambah sehingga ikatan aluminium sebagai penguat dalam penelitian ini semakin kuat yang menghasilkan meningkatnya sifat mekanik (Peter P, 2020).

4.3 Pengaruh Komposisi Titanium dan Jenis Aluminium terhadap Nilai

Kekerasan

Salah satu sifat mekanik yang menentukan kualitas dari suatu komposit adalah nilai kekerasan. Oleh karena itu, dilakukan pengujian kekerasan untuk mengetahui kualitas dari komposit pada beberapa sampel. Pada penelitian ini, nilai

kekerasan yang diperoleh dari masing-masing sampel dipengaruhi oleh logam Ti. berikut menunjukkan pengaruh komposisi logam Ti terhadap nilai kekerasan sampel yang ditunjukkan pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Pengaruh Jenis Aluminium dan Variasi Ti Terhadap Nilai Kekerasan

Dapat dilihat pada Gambar 4.3 menunjukkan grafik nilai kekerasan pada setiap sampel komposit hidroksiapatit. Gambar 4.3 menunjukkan nilai kekerasan tertinggi terdapat pada sampel D dengan komposisi titanium sebesar 20% memiliki nilai kekerasan 48,8 HV, sedangkan nilai kekerasan terendah terdapat pada sampel B dengan komposisi titanium sebesar 5% memiliki nilai kekerasan 45,44 HV. Berdasarkan grafik pada gambar tersebut dapat diketahui bahwa penambahan unsur titanium mampu meningkatkan kekerasan dari material komposit hidroksiapatit. Hal ini terjadi karena logam titanium bertindak sebagai penguat atau pengikat antara material keramik hidroksiapatit serta dalam proses sinter dapat berperan

untuk kekakuan sampel ketika titanium ditambahkan ke dalam material komposit hidroksiapatit ini.

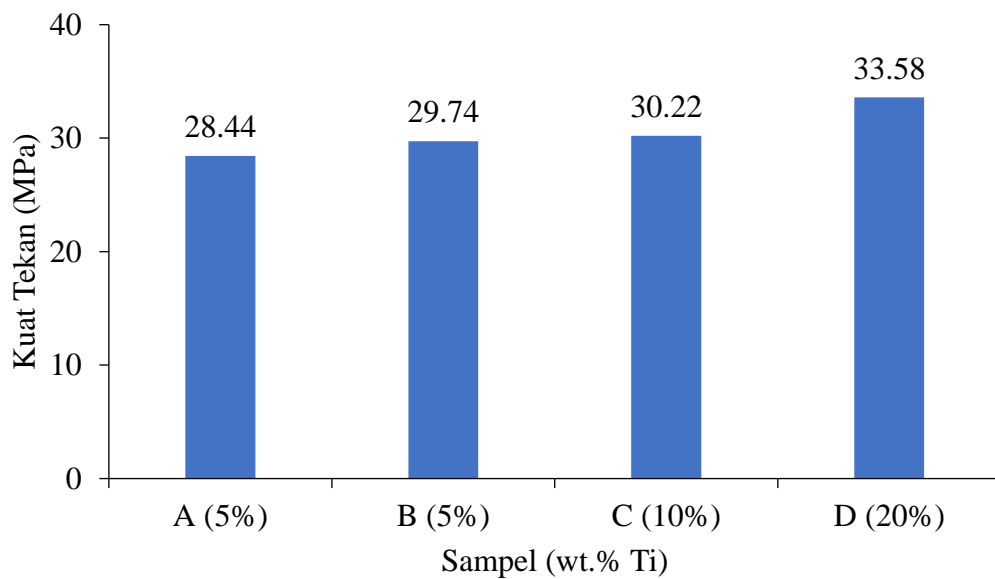
Pada Gambar 4.3 juga terlihat bahwa sampel yang menggunakan aluminium kaleng tanpa perlakuan *fluxing* memiliki nilai kekerasan yang lebih rendah yaitu sebesar 44,42 HV. Sedangkan aluminium kaleng dengan *fluxing* memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan dengan aluminium kaleng yaitu sebesar 45,28 HV. Hal ini terjadi karena aluminium *fluxing* memiliki komposisi aluminium yang lebih tinggi. Komposisi aluminium yang lebih tinggi menyebabkan ikatan yang terjadi antara aluminium dan material penyusun yang lain lebih kuat (Peter P *et al*, 2020). Menurut ASTM F138 yaitu standar untuk biomaterial mengatakan bahwa untuk nilai kekerasan yang baik untuk diaplikasikan sebagai implan pada tulang kortikal yaitu di atas 40 HV (Pramono, Sulaiman, & Milandia, 2020). Sehingga pada penelitian ini dikatakan berhasil untuk biomaterial tersebut dikarenakan semua sampel memiliki nilai kekerasan di atas 40 HV (Pramono, Sulaiman & Milandia, 2020). Namun hasil penelitian ini masih di bawah nilai kekerasan implant komersil jika dibandingkan dengan katalog Zenmed yang menggunakan material SS 316 lvm memiliki nilai kekerasan sebesar 178 HV (Zenith, 2021).

4.4 Pengaruh Komposisi Titanium dan Jenis Aluminium terhadap Nilai

Kuat Tekan

Nilai kuat tekan merupakan salah satu parameter sifat mekanik yang seharusnya diperhatikan. Karena sifat mekanik untuk aplikasi biomaterial harus

memiliki ketahanan yang baik terhadap beban yang akan diberikan oleh tubuh nantinya, serta tahan perubahan *strain* dan *stress* dari aliran fluida dan tekanan di dalam tubuh. Berikut ini merupakan grafik pengaruh komposisi titanium terhadap nilai kuat tekan untuk mengetahui kekuatan mekanik dari sampel yang dapat dilihat pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Pengaruh Jenis Aluminium dan Variasi Ti Terhadap Nilai Kuat Tekan

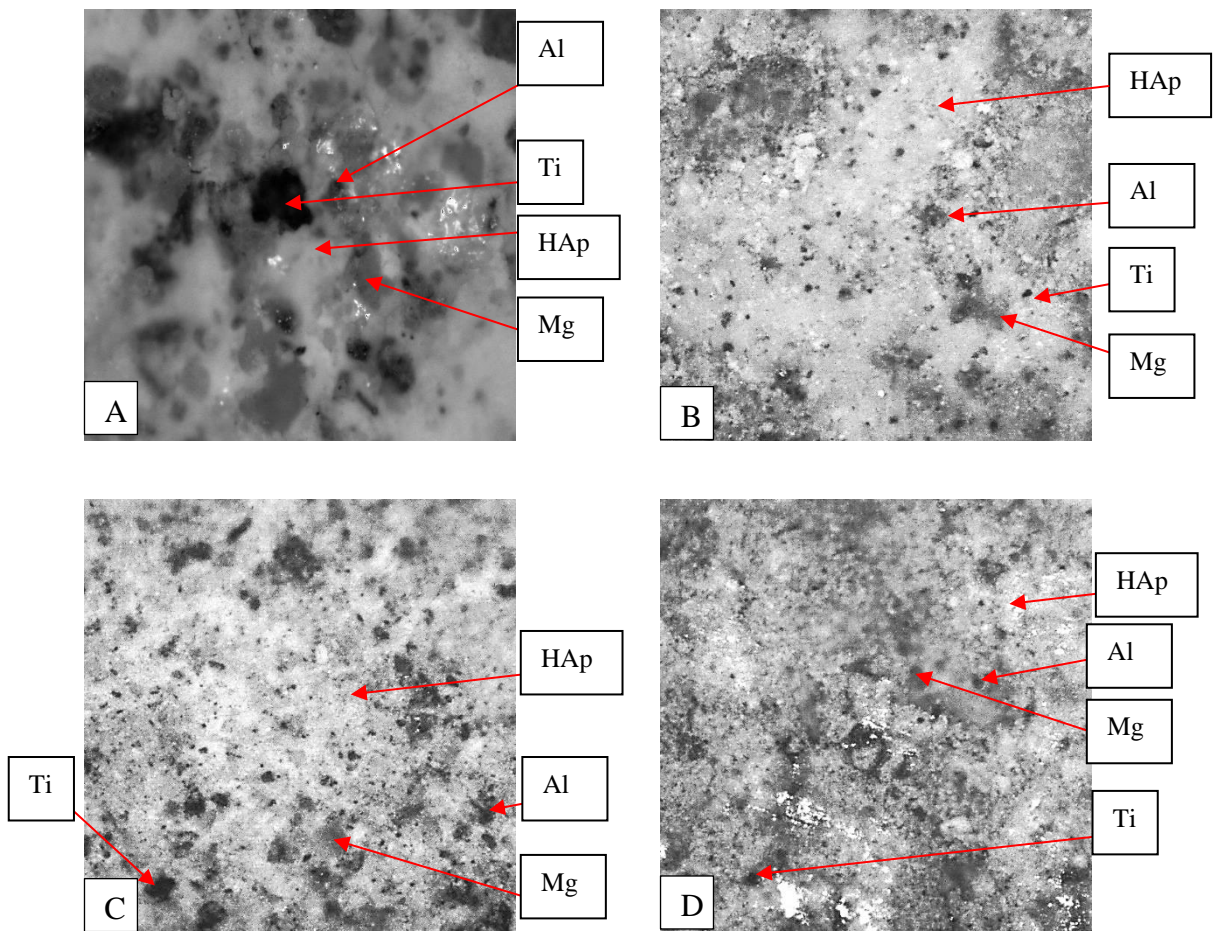
Pada Gambar 4.4 dapat dilihat hasil nilai kuat tekan serta menunjukkan perbandingan penambahan komposisi titanium terhadap nilai kuat tekan. Nilai kuat tekan terbesar yaitu 33,58 MPa terdapat pada sampel D dengan komposisi titanium 20%. Sedangkan nilai kuat tekan terkecil sebesar 29,74 MPa terdapat pada sampel B dengan komposisi titanium 5%. Peningkatan komposisi titanium beriringan dengan meningkatnya nilai kuat tekan dikarenakan terjadi peningkatan ikatan antara partikel keramik serta berperan sebagai fase penguat. Karena terdapat

aluminium dan titanium sebagai penguat dalam komposit *hybrid* ini membuat sifat sifat mekanik nilai kuat tekan menjadi tinggi dengan kemurnian aluminium serta komposisi dari titanium.

Pada Gambar 4.4 juga menunjukkan grafik jenis aluminium terhadap nilai kuat tekan. Grafik tersebut merupakan hasil nilai kuat tekan aluminium *fluxing* dan aluminium kaleng. Nilai kuat tekan aluminium *fluxing* memiliki nilai yang lebih besar yaitu sebesar 29,74 MPa, sedangkan aluminium kaleng lebih kecil yaitu 28,44 MPa. Perbandingan jenis aluminium ini karena pada aluminium *fluxing* memiliki lebih tinggi kandungan aluminiumnya dibandingkan dengan aluminium kaleng. Hal ini menyebabkan ikatan antara material penyusun menjadi lebih kuat dan tahan saat dikenakan beban selain aluminium sendiri berperan sebagai penguat (Peter P *et al*, 2020). Menurut hasil analisa, jika dibandingkan dengan literatur bahwa seluruh sampel masuk dalam rentang nilai kekuatan tekan tulang karsinoma yaitu 2 – 12 MPa. Namun sampel A dan B tidak memenuhi rentang nilai kuat tekan kortikal yaitu 30 – 160 MPa (Indriani *et al.*, 2011). Hal, ini disebabkan berbagai faktor di lapangan khususnya penggunaan molding khusus *sintering* yang telah terkorosi dan tipis dikarenakan digunakan berulang kali sehingga mempengaruhi hasil akhir.

4.5 Hasil Analisa Mikroskop Optik

Material komposit berbasis hidroksiapatit pada proses pembuatannya diperkuat dengan aluminium dan titanium, serta magnesium sebagai *wetting agent* yang berfungsi sebagai agen pembasah. Berikut merupakan analisa mikroskop optik pada seluruh sampel yang dapat dilihat pada Gambar 4.5.



Gambar 4.5 Hasil Analisa Mikroskop Optik Pada Permukaan Seluruh Sampel

Pengujian mikrostruktur sampel dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik. Terlihat pada Gambar 4.5 untuk masing-masing sampel hasil penampakan mikrostruktur yang ada. Pada setiap sampel terlihat hidroksiapatit berwarna putih sebagai penyusun utama komposit pada keempat sampel. Selain itu terlihat pula bahwa magnesium sesuai fungsinya sebagai *wetting agent* berhasil membasahi setiap *reinforce* yang digunakan baik titanium maupun aluminium, terbukti jika dilihat dari hasil mikrostruktur yang ada magnesium terletak diantara matriks hidroksiapatit dan *reinforce*. Magnesium yang terlihat berwarna abu-abu terang

pada hasil citra menggunakan mikroskop optik, berhasil mengelilingi reinforce dan membantu antara hidroksiapatit dan reinforce berikatan (Rosmamuhamadani, 2018).

Selain itu, jika dilihat dari sebaran partikel titanium yang ada pada Sampel B, Sampel C, dan Sampel D, terlihat bahwa titanium berwarna gelap kehitaman cenderung semakin banyak terdeteksi ketika persentase penambahan titanium yang digunakan semakin meningkat. Penyebaran reinforce yang lebih merata di antara matriks sangat berpengaruh terhadap sifat-sifat komposit yang dihasilkan, karena fungsi dari bahan pengisi itu sendiri sebagai penstransmisi tegangan apabila matriks dikenai tegangan. Salah satu faktor penyebab penyebaran yang merata *reinforce* diantara matriksnya karena adanya *wetting agent* (Kindl, 1996) dalam hal ini magnesium. Penyebaran *reinforce* yang lebih merata menyebabkan kontak antar partikel lebih banyak sehingga ikatan antar partikel penyusun komposit semakin tinggi. Selain itu, jika dilihat pada Sampel A terdapat partikel aluminium kaleng yang belum dimurnikan dalam ukuran yang besar dikarenakan tidak berikatan dengan partikel lainnya. Penampakan Al pada Sampel A ini cenderung berwarna abu-abu gelap kehitaman yang menandakan masih adanya pengotor, berbeda halnya dengan sampel lainnya dimana aluminium yang ada cenderung berwarna abu-abu terang.

4.6 Optimasi Penelitian Menggunakan *Simulasi Response Surface*

Methodology (RSM)

Pengoptimalan hasil penelitian menggunakan optimasi dengan simulasi *Response Surface Methodology (RSM)*. Proses RSM dioperasikan menggunakan perangkat lunak Minitab 21 dengan menentukan variabel yang akan digunakan. Variabel untuk sumbu x yaitu penambahan komposisi titanium (x1) dan Jenis aluminium yang digunakan (x2). Sumbu y yaitu nilai kekerasan vickers yang terjadi pada penelitian ini. Sebanyak 13 perlakuan (x1 dan x2) dan hasil variabel (y) yang dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4.

Tabel 4.3 Nilai Kekerasan Vickers pada Penambahan Komposisi Titanium dan Jenis Aluminium

StdOrder	RunOrder	PtType	Blocks	Titanium	Aluminium	HV
10	1	0	1	12,5	95	48,3
12	2	0	1	12,5	95	48,3
5	3	-1	1	1,893398	95	42
9	4	0	1	12,5	95	48,3
2	5	1	1	20	93	47,2
4	6	1	1	20	97	48,8
6	7	-1	1	23,1066	95	49
8	8	-1	1	12,5	97,82843	48,5
11	9	0	1	12,5	95	48,3
7	10	-1	1	12,5	92,17157	47
13	11	0	1	12,5	95	48,3
3	12	1	1	5	97	45,44
1	13	1	1	5	93	44,42

Tabel 4.4 Estimasi Koefisien Kuadrat pada Penambahan Komposisi Titanium dan Jenis Aluminium

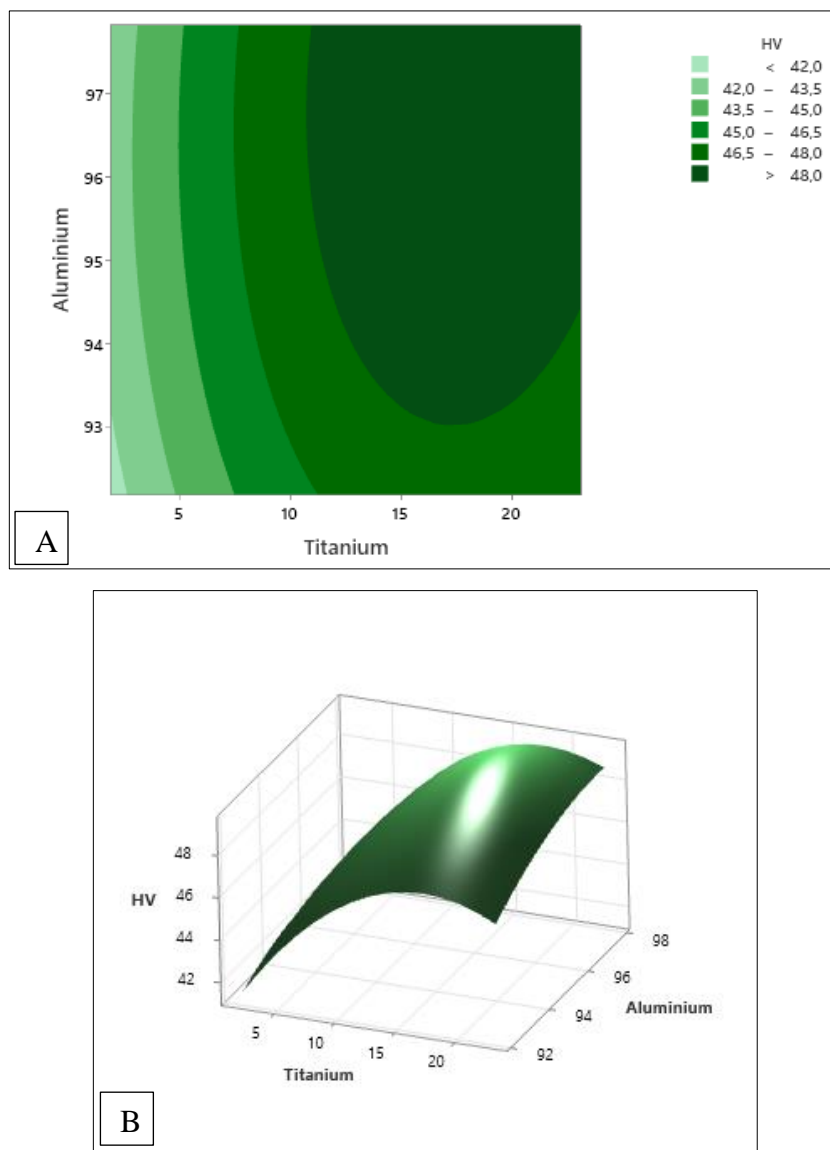
Term	Coef	SE Coef	T-Value	P-Value	VIF
Constant	48,3	0,23	210,14	0	
Titanium (x1)	2,005	0,182	11,03	0	1
Aluminium (x2)	0,593	0,182	3,26	0,014	1
Titanium*Titanium (x ₁ ²)	-1,44	0,195	-7,39	0	1,02
Aluminium*Aluminium (x ₂ ²)	-0,315	0,195	-1,62	0,15	1,02
Titanium*Aluminium (x ₁ x ₂)	0,145	0,257	0,56	0,59	1

Kekerasan vickers pada sampel komposit dengan penambahan komposisi titanium 5-20 wt.% dan jenis aluminium memiliki nilai 44,4276 HV, 45,2866 HV, 48,0202 HV, dan 48,8031 HV. Nilai kekerasan tertinggi pada penambahan komposisi titanium 20% dengan nilai 48,8031 HV. Berdasarkan uji *analysis of variance* (ANOVA) untuk respon nilai kekerasan vickers pada sampel komposit matriks keramik berpenguat logam titanium. Uji ANOVA menggunakan model linier dari hasil proses operasi Minitab 21 yang dapat dilihat pada Tabel 4.5.

Tabel 4.5 Model Linier Kekerasan Vickers

Kekerasan Vickers	Model	Uji ANOVA		
		Signifikansi (P < 0,05)	Lack of Fit (P < 0,05)	R ²
HV (<i>Hardness Vickers</i>)	-686 - 0,01 (x ₁) + 15,14 (x ₂) - 0,02560 (x ₁ ²) - 0,0788 (x ₂ ²) + 0,0097 (x ₁ x ₂)	0,59	-	96,41%

Pada Tabel 4.5 menunjukkan model regresi tidak berpengaruh signifikan terhadap nilai kekerasan vickers yang didapat ($P > 0,05$). Selain itu, nilai R^2 yang mendekati nilai 1 (satu) mengindikasikan bahwa variabel independen atau bebas berpengaruh terhadap variabel dependen atau terikat (Ghozali, 2016). Persamaan model tersebut dibuat *surface plot* nilai kekerasan terhadap jenis aluminium dan komposisi titanium yang dapat dilihat pada Gambar 4.6.

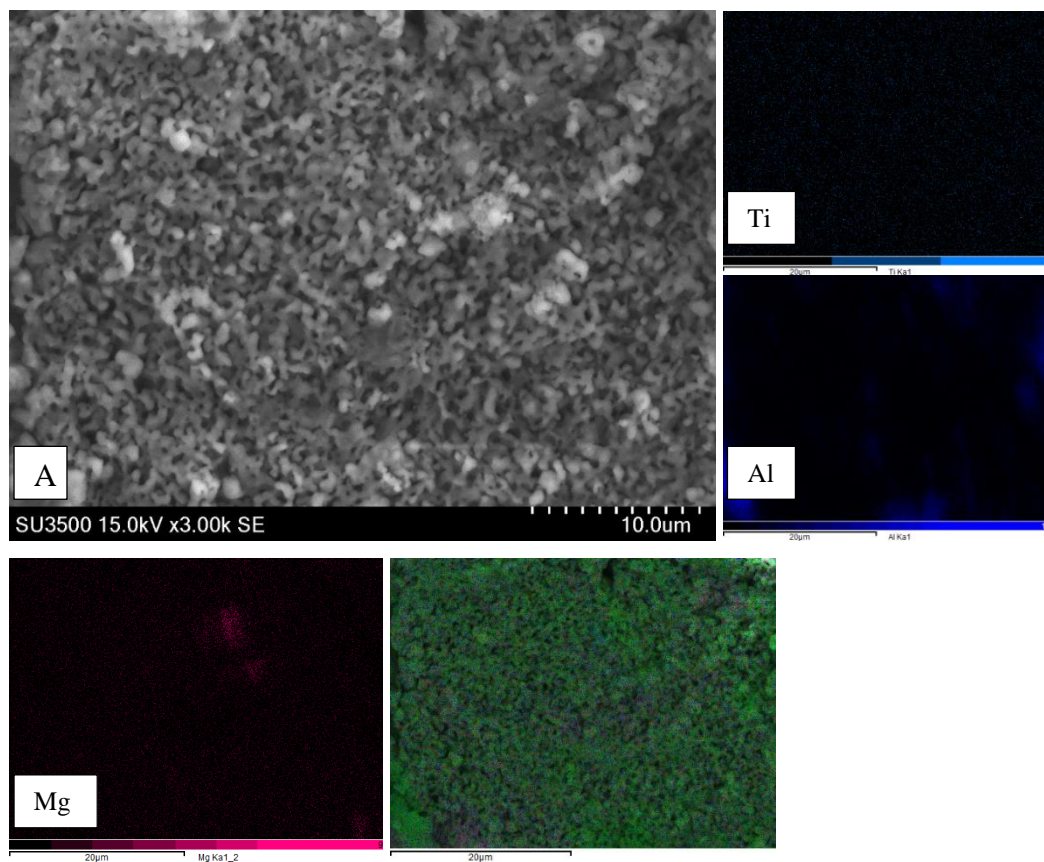


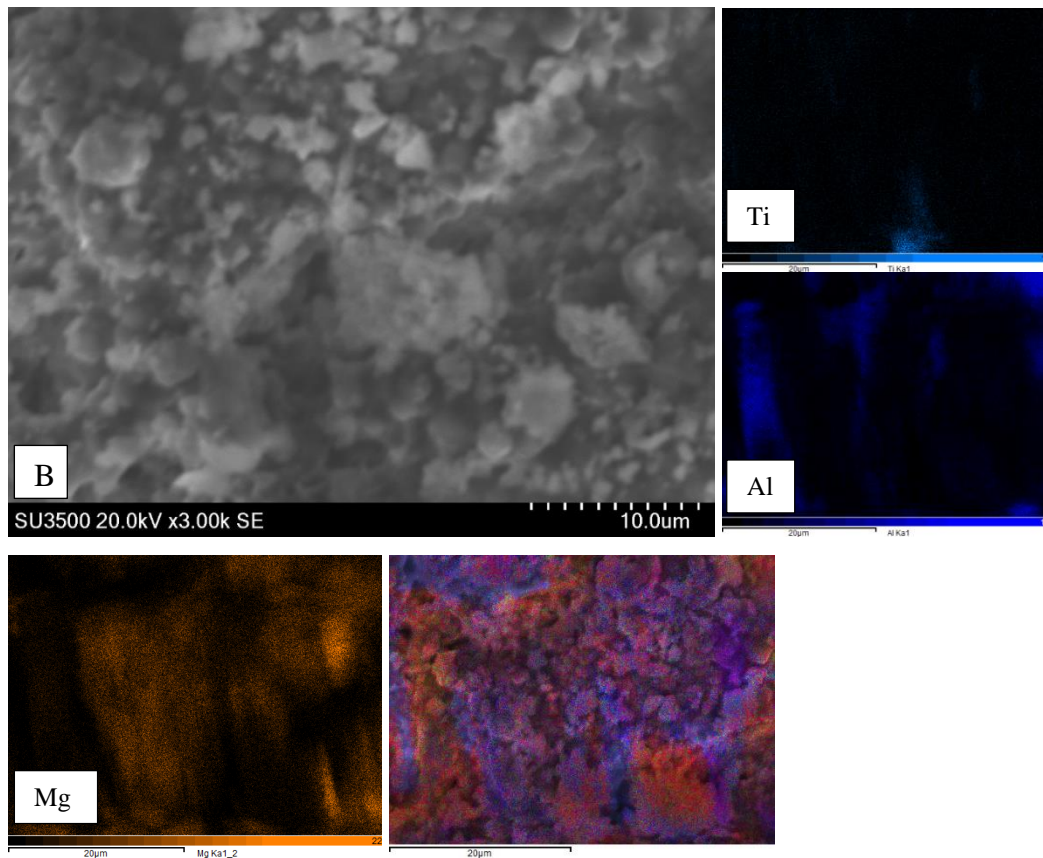
Gambar 4.6 *Response Surface* (A) dan *Contour Plot* (B) Pengaruh Aluminium dan Titanium

Pada Gambar 4.6 Menunjukkan nilai optimal pengujian kekerasan vickers. Hasil nilai kekerasan vickers tertinggi didapatkan pada komposisi titanium sebesar 20% dengan nilai sebesar 48,8031 HV, hal itu dapat dilihat pada *contour plot* yang warnanya berpusat pada komposisi titanium 20% dan dapat lebih optimal jika komposisi titanium ditambahkan.

4.7 Struktur Mikro Menggunakan *Scanning Electron Microscope – Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy (SEM-EDS)*

Hasil analisis morfologi komposit hidroksiapatit menggunakan SEM-EDS dengan pembesaran 3000. Berikut Gambar 4.7 hasil SEM sampel A dan B.

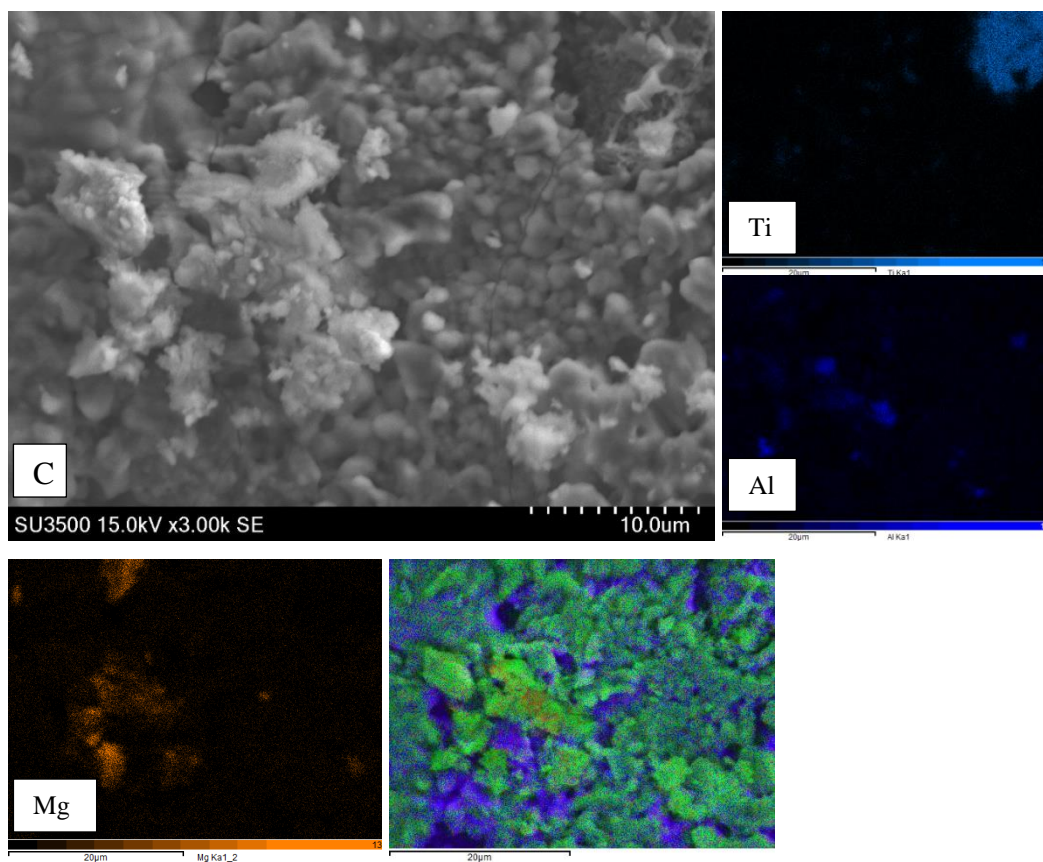


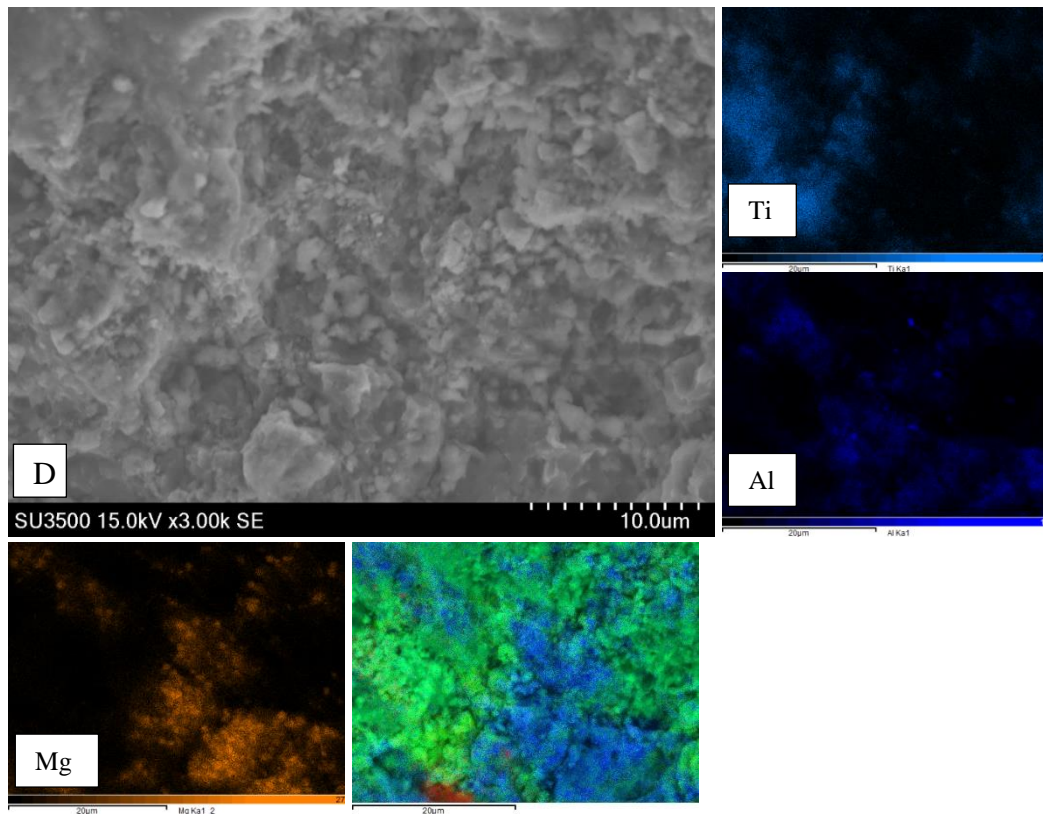


Gambar 4.7 Hasil *Scanning Electron Microscope - Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy* Sampel A dan B

Berdasarkan data hasil SEM-EDS pada Gambar 4.7 (A) memperlihatkan bagaimana pori yang dihasilkan lebih besar dibandingkan dengan Gambar 4.7 (B) terjadi pada fraksi ukuran yang lebih kasar hal ini diakibatkan karena interaksi antara gesekan partikel yang terjadi sangat kecil sehingga partikel belum terdistribusi secara merata dan nilai kerapatan menjadi kecil sehingga berpengaruh terhadap sifat mekanik yang kecil. Sifat mekanik yang dihasilkan pada sampel A yang dihasilkan dipengaruhi oleh pori yang terbentuk dapat dilihat pada Gambar 4.7 (A), hal ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Siregar yang menganalisa karakterisasi hidroksiapatit yang menyatakan, Ukuran pori yang

tidak seragam dapat mengurangi sifat mekanik dari komposit hidroksiapatit (Siregar, 2019). Pada Gambar 4.7 (A) menghasilkan morfologi butiran-butiran yang tersusun dengan agregat rata-rata 1,740 μm sedangkan pada Gambar 4.7 (B) didapatkan hasil morfologi butiran-butiran yang tersusun lebih rapat dibandingkan dengan Gambar 4.7 (A) yang menghasilkan agregat rata-rata 1,4092 μm . Berikut ini Hasil SEM-EDS pada sampel C dan D pada Gambar 4.8.





Gambar 4.8 Hasil *Scanning Electron Microscope - Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy* Sampel C dan D

Berdasarkan Gambar 4.8 (D) memperlihatkan dengan penambahan Ti yang semakin banyak menghasilkan struktur mikro yang semakin rapat. Hal ini dibuktikan dengan nilai mekanik yang dihasilkan meningkat seiring penambahan Ti. Pada Gambar 4.8 (D) memiliki struktur mikro berupa butiran-butiran yang tersusun lebih rapat jika dibandingkan dengan Gambar 4.8 (C) dengan agregat yang lebih kecil. Untuk sampel D yaitu dengan nilai agregat rata-rata 1,128 μm dan pori yang terbentuk 1,0364 μm . Pada sampel D didapatkan pori yang lebih kecil dibandingkan dengan sampel C, sehingga mempengaruhi media infiltrasi sel osteoblast. Hal ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan Siregar, yang menyatakan bahwa semakin kecil ukuran pori hidroksiapatit maka semakin

luas media infiltrasi sel osteoblast (Siregar, 2019). Sedangkan pada Gambar 4.8 (C) menghasilkan struktur mikro berupa butiran-butiran dengan agregat 1,253 μm dengan pori lebih besar yaitu 1,1576 μm sehingga menghasilkan nilai mekanik yang lebih kecil. Berikut ini merupakan data fraksi ukuran dari masing-masing sampel pada Tabel 4.6, Tabel 4.7, Tabel 4.8, dan Tabel 4.9

Tabel 4.6 Hasil *Sum Spectrum* Sampel A

<i>Element</i>	<i>Weight%</i>
C	7,66
O	52,13
Na	2,12
Mg	0,89
Al	2,37
P	15,27
Ca	19,48
Ti	0,06
Total	100

Tabel 4.7 Hasil *Sum Spectrum* Sampel B

<i>Element</i>	<i>Weight%</i>
C	10,34
O	62,99
Na	2,48
Mg	7,10
Al	2,74
P	9,07
Ca	4,97
Ti	0,33
Total	100

Dari data hasil *sum spectrum* pada Tabel 4.6 merupakan data jenis aluminium tanpa *fluxing* yang lebih kecil jika dibandingkan dengan data pada Tabel 4.7 dengan jenis aluminium *fluxing*. Pada jenis aluminium tanpa *fluxing* memiliki konsentrasi

Al yang lebih kecil. Karena konsentrasi Al yang lebih kecil inilah maka nilai kekerasan yang dimiliki jenis aluminium *fluxing* memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi. Dan jika dilihat dari persebaran unsur terhadap kedua parameter yang dibandingkan ini, kedua parameter memiliki kesamaan berupa persebaran unsur yang paling dominan persen beratnya yaitu oksigen, hal ini disebabkan karena pada material keramik matrik komposit membentuk hidroksiapatit, aluminium *oxide*, magnesium *oxide*, dan spinel oksigen memiliki peran yang penting terhadap pembentukannya (Pramono, 2021).

Tabel 4.8 Hasil *Sum Spectrum* Sampel C

<i>Element</i>	<i>Weight%</i>
C	11,68
O	64,06
Na	1,58
Mg	0,98
Al	0,77
P	8,81
Ca	8,63
Ti	3,50
Total	100

Tabel 4.9 Hasil *Sum Spectrum* Sampel D

<i>Element</i>	<i>Weight%</i>
C	10,65
O	47,54
Na	0,29
Mg	6,02
Al	4,02
P	3,94
Ca	21,18
Ti	6,32
Total	100

Jika dilihat pada Tabel 4.8 dan Tabel 4.9 sampel pada sampel D memiliki persen berat Ti yang lebih besar dibandingkan dengan sampel C, karena persen berat Ti yang lebih besar inilah maka nilai kekerasan yang dimiliki sampel D lebih tinggi. Dan jika dilihat dari persebaran unsur terhadap kedua parameter yang dibandingkan ini, kedua parameter memiliki kesamaan berupa persebaran unsur yang paling dominan persen beratnya yaitu oksigen, hal ini disebabkan karena pada material keramik matrik komposit membentuk hidroksiapatit, aluminium *oxide*, magnesium *oxide*, dan spinel oksigen memiliki peran yang penting terhadap pembentukannya (Pramono, 2021).