

Hydrophobicity Characterization of Scaffold Surface and Tool Customization for Bone Tissue Regeneration

Erlina Sih Mahanani¹, Meibi Murbi Arlianata²

¹Dosen Program Studi Kedokteran Gigi, ²Mahasiswa Program Studi Kedokteran Gigi

ABSTRACT

Background : Fractures or fractures can be caused by physical exertion and accident trauma . Accident (Intra cranial injury) already ranks as the second largest cause of death and injury . Tissue engineering or tissue engineering is a technique that can create complex network from simple networks. Three major component in that field is : Scaffold cell and growth factors . Characters that must be owned by a bone replacement material (bone graft) is a character hydrophobicity .

Objective : To see how big the hydrophobicity formed on the surface of the scaffold were very small , measurements were taken using a Rame Hart goniometer . The simple principle of this tool can be replaced with a DSLR camera preparation and tripod.

Method : This study was an experimental laboratory. Samples are artificial coral scaffold various concentrations , which consists of 3 different concentration concentration of gelatin : CaCO₃ 4 : 6 , 7 : 3 , and gelatin 100 % , which would be distilled water droplets and will be in the photo. Analysis of data using oneway ANOVA and Kruskal Wallis .

Result : Levene 's Test (Table 4) shows the significant value of 0.397 ($p > 0.05$) , the variance of the data is same, so we proceed to Oneway ANOVA test . Oneway ANOVA test obtained probability value was $0.109 > 0.05$ then H₀ is accepted, meaning that there is no significant difference .

Conclusion : No difference Contact Angle drops of distilled water on coral scaffold and gelatin ratio of 4 : 6 , 7 : 3 and 100 % gelatin significantly . The contact angle value is on the scaffold with a concentration of 4 : 6 , then 100 % and the last one is 7 : 3 .

Keywords : hydrophobic , bone regeneration , coral scaffold cell

Karakteristik Hidrofobisitas Permukaan Perancah dan Penyusunan Alat Untuk Regenerasi Jaringan Tulang

Erlina Sih Mahanani¹, Meibi Murbi Arlianata²

¹Dosen Program Studi Kedokteran Gigi, ²Mahasiswa Program Studi Kedokteran Gigi

INTISARI

Latar belakang : Fraktur tulang atau patah tulang dapat diakibatkan oleh trauma tenaga fisik dan kecelakaan. Kecelakaan (*Intra cranial injury*) telah menempati urutan kedua terbanyak sebagai penyebab kematian dan cedera tulang. *Tissue engineering* atau rekayasa jaringan merupakan salah satu teknik yang dapat menciptakan jaringan yang kompleks dari jaringan yang sederhana. Tiga komponen utama di dalamnya yaitu : *Scaffold* atau perancah sel dan faktor pertumbuhan. Karakter yang harus dimiliki oleh bahan pengganti tulang (*bone graft*) adalah karakter hidrofobisitas.

Tujuan : Untuk melihat seberapa besar hidrofobisitas yang dibentuk pada permukaan perancah yang sangat kecil tersebut, dilakukan pengukuran dengan menggunakan *Rame Hart Goniometer*¹³. Prinsip sederhana alat ini dapat digantikan dengan penyusunan kamera DSLR dan *tripod*¹⁴.

Metode penelitian : Desain penelitian ini adalah eksperimental laboratorium. Sampel adalah perancah koral buatan berbagai konsentrasi, yang terdiri dari 3 konsentrasi berbeda yaitu konsentrasi gelatin : CaCO₃ 4:6, 7:3, dan gelatin 100%, yang akan diberi tetesan aquades dan akan di foto. Analisis data menggunakan *oneway ANOVA* dan *Kruskal Wallis*.

Hasil : *Levene's Test* (Tabel 4.) menunjukkan nilai signifikansi 0,397 ($p > 0,05$) maka varians data adalah sama, sehingga dapat dilakukan uji *Oneway ANOVA*. Uji *oneway ANOVA* didapatkan nilai probabilitas $0,109 > 0,05$ maka H_0 diterima, berarti bahwa tidak terdapat perbedaan secara signifikan.

Kesimpulan : Tidak terdapat perbedaan *Contact Angle* dari tetesan *aquades* terhadap perancah koral dan gelatin perbandingan 4:6 , 7:3 dan 100% gelatin secara signifikan. Nilai *contact angle* terbesar ada pada perancah dengan konsentrasi 4:6, kemudian 100% dan yang terakhir adalah 7:3.

Kata kunci : hidrofobik, regenerasi tulang, perancah koral

PENDAHULUAN

Tulang merupakan jenis jaringan ikat padat yang tersusun dari garam organik dan anorganik terutama garam-garam kalsium seperti kalsium fosfat dan kalsium karbonat. Garam anorganik bertanggung jawab untuk kekakuan dan kekuatan tulang yang membuat tulang tersebut dapat menolak tekanan yang disebabkan oleh kekuatan serta berat. Jaringan ikat organik tulang membuat kekuatan tulang sebanding dengan besi dan baja. Tulang memiliki fungsi sebagai kerangka penyangga tubuh pelindung organ tubuh dari benturan dan tempat terkaitnya otot sehingga memungkinkan otot melakukan pergerakan antara sambungan tulang yang satu dengan yang lain. Fraktur tulang atau patah tulang dapat diakibatkan oleh trauma tenaga fisik dan kecelakaan. Keadaan tulang dan keadaan jaringan sekitar akan menentukan parahnya fraktur yang terjadi termasuk fraktur lengkap atau fraktur tidak lengkap¹. Kecelakaan (*Intra cranial injury*) telah menempati urutan kedua terbanyak sebagai penyebab kematian dan cedera tulang. Kecelakaan lalu lintas di Daerah Istimewa Yogyakarta (DIY) mulai mengalami peningkatan yang cukup besar. Data dari Polda DIY menunjukkan jumlah kecelakaan lalu lintas di wilayah DIY tahun 2012 adalah sebagai berikut : kejadian kecelakaan lalu lintas di wilayah Kabupaten Sleman tertinggi yaitu sebanyak 1.548 kejadian Bantul 1.420 kejadian Yogyakarta 678 kejadian Gunung Kidul sebanyak 453 kejadian dan Kulon Progo berjumlah 323 kejadian². Berdasarkan data tersebut dapat disimpulkan bahwa salah satu penyebab cedera tulang terbesar di wilayah DIY adalah kecelakaan.

Penanganan kondisi fraktur memerlukan pencangkokan tulang yang menempati peringkat kedua terbanyak organ/jaringan di transplantasi dan cangkok setelah darah di dunia ada lebih dari 22 juta kasus cangkok tulang setiap tahun di Amerika ada lebih dari 500.000 kasus cangkok tulang yang sudah dilakukan. Dengan jumlah sebanyak itu diperlukan biaya sekitar 300 juta Dollar US dalam periode satu tahun³. Kondisi defek tulang

yang menimbulkan instabilitas mekanis akibat adanya daerah kosong (gap) dapat menghambat proses penyembuhan tulang. Pada kondisi ini penggunaan *bone graft* pada defek tulang akan membantu proses penyembuhan dan memperkuat stabilitas pada tulang. Secara ideal proses ini akan berlangsung bila *bone graft* yang digunakan memiliki *biomaterial properties* yang baik dan mempunyai kemampuan osteokonduktif osteoinduktif osteogenik dan integritas struktur yang baik⁴.

Tissue engineering atau rekayasa jaringan merupakan salah satu teknik yang dapat menciptakan jaringan yang kompleks dari jaringan yang sederhana. Rekayasa jaringan memerlukan tiga komponen utama di dalamnya yaitu : *Scaffold* atau perancah sel dan faktor pertumbuhan. Sel-sel akan berkembangbiak bermigrasi dan berdiferensiasi menjadi jaringan khusus sesuai dengan arahan ekstraseluler matriks untuk membentuk jaringan⁵. *Bone graft* yang biasanya digunakan adalah *autograft* dan *allograft*. Namun *autograft* dan *allograft* tidak dapat memenuhi keseluruhan kebutuhan *bone graft* yang terus meningkat. Upaya untuk mengatasi masalah ini adalah penggunaan *Bone graft* sintesis (*Alloplast*)⁶. *Bone graft* harus memenuhi beberapa syarat tertentu terutama syarat untuk *Alloplast* yaitu dapat diterima tubuh atau biokompatibel dan menguntungkan bagi proses osteokonduksi osteoinduksi dan osteogenesis tulang. Osteokonduktif dan osteoinduktif adalah hal terpenting untuk biomaterial *resorbable* untuk mengarahkan dan mendorong formasi pertumbuhan jaringan tubuh⁷. *Alloplast* yang baik adalah *bone graft* sintesis yang secara struktur dan komposisi mirip dengan tulang alami host. Komposit kolagen-hidroksiapatit adalah salah satu contoh bahan *Alloplast* yang memiliki karakteristik yang mirip dengan tulang dari beberapa sudut pandang. Tulang terdiri dari kolagen dan hidroksiapatit sebagai komponen utama dan beberapa persen dari komponen lainnya⁸. Koral adalah salah satu bahan yang dapat digunakan sebagai bahan untuk cangkok tulang (*bonegraft*) karena koral memiliki sifat material yang kompatibel dengan

sifat alami tulang. Koral tersusun oleh senyawa yang disebut *koralin hidroksiapatit* (CHA) / *kalsium karbonat* (CHACC) telah terbukti dapat meningkatkan hasil dari *bonegraft* sampai 16%. Koral memiliki sifat biokompatibel yang sangat baik pemilihan bahan *substitusi* yang baik harus diperhatikan karena bahan *substitusi* yang tidak memiliki sifat biokompatibilitas yang baik dapat merugikan *host* seperti menyebabkan fraktur ulang atau bisa menjadi sumber bakteri penyebab infeksi. Koral sintesis yang dibuat dengan bahan CHACC dapat menjadi alternatif yang sangat baik dan menjanjikan untuk menggantikan *autograft*. Namun penggunaan koral harus minimal karena koral di laut sangat terbatas⁹.

Salah satu karakter yang harus dimiliki oleh bahan pengganti tulang (*bone graft*) adalah karakter hidrofobisitas, karakteristik hidrofobisitas ini mengacu pada teori tegangan permukaan air, Tegangan permukaan adalah salah satu karakter yang dimiliki oleh suatu benda jika benda tersebut berkontak dengan cairan (air). *Contact Angle* dapat ditentukan dengan berapa besarnya kekuatan tegangan permukaan pada area yang bersentuhan (cairan dengan benda lain) dan perbedaan *ion* dan struktur dari masing – masing zat yang berkontak. Tegangan permukaan menghasilkan gaya kohesi dan adhesi, gaya kohesi adalah sifat tarik menarik antar molekul pada cairan bersangkutan, sedangkan adhesi adalah gaya tarik menarik cairan terhadap benda disekitarnya¹⁰. Dari penjelasan diatas maka dapat disimpulkan bahwa *bone graft* yang baik adalah yang memiliki sifat hidrofobisitas yang cukup besar, hal itu dihubungkan dan dibandingkan secara lurus dengan *biodegradable* dari jaringan, dimana semakin besar hidrofobisitas maka akan memperlambat dan memiliki kontrol dalam proses *biodegradable*. Karakter hidrofobisitas ini bisa didapatkan dari penambahan bahan emulsi gelatin, gelatin merupakan senyawa kimia yang dapat digunakan sebagai emulgator minyak dalam air, hal ini di tunjukkan dengan adanya area hidrofobik pada area yang di tambahkan¹¹.

Jika sudut yang dibentuk oleh air yang diteteskan ke permukaan perancah memiliki sudut kurang dari 90° maka dikatakan cairan membasahi benda padat (hidrofilik), namun jika memiliki sudut lebih dari 90° maka dikatakan cairan tidak membasahi benda padat (hidrofobis)¹². Untuk melihat seberapa besar *contact angle* yang dibentuk pada permukaan perancah yang sangat kecil tersebut, dilakukan pengukuran dengan menggunakan *Rame Hart Goniometer*¹³. Prinsip sederhana alat ini dapat digantikan dengan penyusunan kamera DSLR dan *tripod*¹⁴.

METODE

Desain penelitian ini adalah eksperimental laboratorium. Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Biokimia FKIK Universitas Muhammadiyah Yogyakarta dan dilaksanakan pada bulan Oktober sampai November 2015. Subjek penelitian ini adalah perancah koral buatan berbagai konsentrasi, yang terdiri dari 3 konsentrasi berbeda yaitu konsentrasi gelatin : CaCO_3 4:6, 7:3, dan gelatin 100%. Perancah yang digunakan merupakan perancah yang dikembangkan oleh tim peneliti rekayasa jaringan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada Yogyakarta. Penelitian ini memiliki variabel pengaruh : konsentrasi perancah buatan. Variabel terpengaruh adalah aquades. Variabel terkontrol : Volume perancah, volume bahan tetesan, dan waktu penetesan.

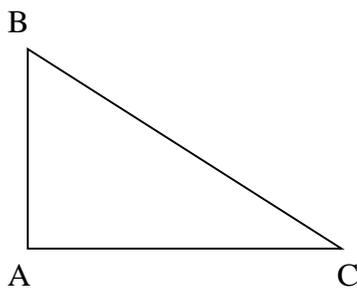
Alat dan bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu kamera DSLR, mikro pipet, alat tulis, *tripod*, aquades, perancah dengan konsentrasi gelatin : CaCO_3 sebanyak 4 : 6, 7 : 3, dan gelatin 100%. Pelaksanaan penelitian ini diawali dari tahap persiapan penelitian dengan menyusun proposal penelitian. Tahap selanjutnya yaitu pelaksanaan penelitian dengan diawali sidang proposal penelitian dan selanjutnya mengurus surat perizinan penelitian di laboratorium biokimia FKIK UMY. Pengambilan gambar dilakukan dengan merekayasa (menyusun) kamera DSLR pada *tripod*, ada dua *tripod* yang digunakan, satu untuk

penempatan kamera dan satunya untuk penempatan bahan perancah. Kemudian tetesi perancah tersebut dengan aquades yang sudah diambil memakai *micropipet*. Setelah aquades berada pada permukaan perancah, maka gambar mulai diambil.

Setelah pengambilan gambar, dilakukan pemrosesan dengan menggunakan *software* komputer, diberi garis untuk menegaskan sudut yang dihasilkan antara perancah dan aquades. Setelah itu dilakukan perhitungan dengan *theorema pythagoras* tentang sudut segitiga yang melibatkan rumus *cos*, dan dirumuskan sebagai berikut :

$$AB^2 = AC^2 + BC^2 - 2.AC.BC \cos \alpha$$

Hal ini di tunjukkan dengan gambar sebagai berikut :



Keterangan:

AB = Panjang garis antara titik A dan B

AC = Panjang garis antara titik A dan C

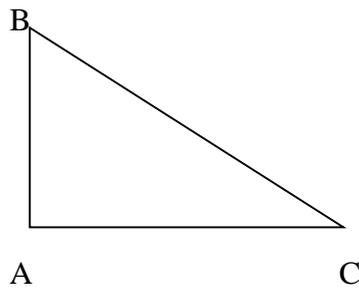
BC = Panjang garis antara titik B dan C

Uji statistik hasil penelitian menggunakan analisa *one way* ANOVA jika distribusi data normal, dan analisa *Kruskal-Wallis* digunakan apabila distribusi data tidak normal.

Hasil Penelitian

Penelitian mengenai karakteristik hidrofobisitas permukaan perancah dan penyusunan alat untuk regenerasi jaringan tulang menggunakan teori *Pythagoras* terhadap aquades. Teorema *Phytagoras* yang membahas tentang sudut pada segitiga dengan menggunakan rumus *sin*, *cos*, dan *tan* dapat menjadi acuan dalam penelitian ini, dimana digunakan rumus :

$$AB^2 = AC^2 + BC^2 - 2.AC.BC \cos \alpha$$



Keterangan:

AB = Panjang garis antara titik A dan B

AC = Panjang garis antara titik A dan C

BC = Panjang garis antara titik B dan C

(gambar 2. - Ilustrasi Segitiga)

Penelitian ini diawali dengan mengukur masing-masing *Contact Angle* dari perancah, berikut ini dijelaskan pada Tabel 1

Tabel 1. Contact Angle Perancah

No.	<i>Contact Angle</i> (°)		
	Perancah A (4 : 6)	Perancah B (7 : 3)	Perancah C (100 %)
1.	83,63	45.08	71.37
2.	91,55	69.08	73.73
3.	69,03	64.46	62.21
Rata-rata	81.40	59.52	69.10

Berdasarkan Tabel 1. menunjukkan bahwa *Contact Angle* terbesar adalah pada perancah A (81.40°). Selanjutnya dilakukan uji normalitas pada data tersebut.

Tabel 2. Hasil Case processing Summary

Perancah	Case					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
<i>Contact Angle</i> Perancah A (4:6)	3	100%	0	,0%	3	100%
	3	100%	0	,0%	3	100%

Perancah C (100%)	3	100%	0	,0%	3	100%
-------------------	---	------	---	-----	---	------

Tabel 2. menunjukkan bahwa dari 9 sampel yang digunakan tidak terdapat data yang *missing* atau hilang.

Tabel 3. Hasil Uji Normalitas

Perancah	Saphiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.
Perancah A (4:6)	,972	3	,676
Perancah B (7:3)	,888	3	,348
Perancah C (100%)	,896	3	,373

Keterangan

DF : *Degree of Freedom* (Derajat Kebebasan)

Sig. (p) : Signifikansi (perbedaan yang bermakna)

Uji normalitas yang digunakan adalah *Saphiro-Wilk* karena jumlah sampel yang diuji ≤ 50 . Berdasarkan Tabel 3. hasil uji normalitas didapatkan tingkat signifikansi atau nilai probabilitas dari masing-masing perancah adalah perancah A 0,676, perancah B 0,348 dan perancah C 0,373. Nilai probabilitas dari ketiga perancah tersebut menunjukkan $p > 0,05$ maka seluruh data tersebut adalah normal, sehingga dapat dilanjutkan dengan uji homogenitas.

Tabel 4. Hasil Uji Homogenitas

<i>Contact Angle</i>			
Levene Statistic	Df1	Df2	Sig.
1.080	2	6	,397

Kotak *Levene's Test* (Tabel 4.) menunjukkan nilai signifikansi 0,397 ($p > 0,05$) maka varians data adalah sama, sehingga dapat dilakukan uji *Oneway ANOVA*.

Tabel 5. Hasil Uji oneway ANOVA

<i>Contact Angle</i>					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	720.753	2	360.376	3.279	.109
Within Groups	659.384	6	109.897		
Total	1380.136	8			

Keterangan

<i>Sum of Squares</i>	:	Jumlah kuadrat
DF	:	<i>Degree of Freedom</i> (Derajat Kebebasan)
<i>Mean Square</i>	:	Rata-rata kuadrat
F	:	Nilai F perhitungan
Sig. (p)	:	Signifikansi (perbedaan yang bermakna)

Tabel 6. Hasil Uji Lanjut LSD

Dependent Variable : <i>Contact Angle</i>						
LSD						
(I) Perancah	(J) Perancah	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval Lower Bound	Upper Bound
Perancah A (4 : 6)	Perancah B (7 : 3)	21.86333(*)	8.55949	.043	.9190	42.8076
	Perancah C (100 %)	12.30000	8.55949	.201	-8.6443	33.2443
Perancah B (7 : 3)	Perancah A (4 : 6)	-21.86333(*)	8.55949	.043	-42.8076	-.9190
	Perancah C (100 %)	-9.56333	8.55949	.307	-30.5076	11.3810

Perancah C (100%)	Perancah A (4 : 6)	-12.30000	8.5594 9	.201	-33.2443	8.6443
	Perancah B (7 : 3)	9.56333	8.5594 9	.307	-11.3810	30.5076

Uji *oneway ANOVA* didapatkan nilai probabilitas $0,109 > 0,05$ maka H_0 diterima, berarti bahwa tidak terdapat perbedaan secara signifikan dari *Contact Angle* antara ketiga konsentrasi tersebut, hal ini dapat dilihat di tabel 5. Selanjutnya dilakukan uji LSD untuk mengetahui signifikansi perbedaan tersebut. Tabel 6, Hasil uji LSD menunjukkan bahwa perancah A beda signifikan dengan perancah B namun tidak signifikan terhadap perancah C, perancah B beda signifikan terhadap perancah A namun tidak signifikan dengan perancah C dan perancah C tidak signifikan terhadap perancah A maupun perancah B.

Pembahasan

Koral merupakan bahan yang dapat diperoleh di alam yang memiliki kandungan kalsium karbonat yang tinggi sehingga dapat diterima oleh tubuh jika digunakan untuk *bonegrafting*¹⁵. Struktur koral sendiri sangat mirip dengan jaringan tulang, dikarenakan terdapat porositas yang memiliki *interconnective* pada struktur 3D, struktur ini menyediakan ruang yang akan digunakan sel untuk bermigrasi dan berdiferensiasi kedalam pori-pori tulang¹⁶. Gelatin merupakan protein yang berperan penting dalam proses regenerasi jaringan. Gelatin dapat diperoleh dari proses hidrolisis kolagen¹⁷. Gelatin dipilih karena tidak menunjukkan antigenisitas dan dapat di terima dengan baik oleh tubuh, lebih praktis dan lebih murah dibandingkan dengan kolagen. Ikatan senyawa kimia dalam gelatin sendiri memenuhi kriteria terbaik dalam proses regenerasi jaringan, dimana gelatin memiliki *Crosslinking degree*, *mophology*, *swelling ratio* dan *cell attachment* yang baik¹⁸.

Syarat-syarat bahan perancah antara lain; 1) biokompatibilitas, 2) struktur perancah, 3) *mechanical properties*, 4) biodegradabilitas, 5) *interface adherence*, 6) porositas, 7) *G-*

Nature, 8) *processability*, 9) *loading capacity release kinetics*, 10) *stability*, 11) *binding affinity*¹⁹. Hal yang perlu diperhatikan juga adalah ukuran pori dan permukaan perancah, apabila ukuran pori kecil maka akan terjadi oklusi pori dan mencegah penetrasi seluler, produksi matriks ekstraseluler dan neovaskulerisasi pada perancah. Ukuran pori yang diterima guna rekayasa jaringan tulang adalah kisaran 200-900 μm ²⁰

Contact Angle dapat ditentukan dan dilihat dari hidrofobisitas permukaan membran terhadap penetesan air dalam teori pembasahan²¹. Pembasahan membran dipengaruhi oleh sifat membran (ukuran pori), sifat pelarut (tegangan permukaan), dan interaksi antara membran dan pelarut (*Contact Angle*)²².

Pembasahan pori membran secara signifikan mempengaruhi koefisien perpindahan massa pada membran dan hambatan pada bagian membran meningkat secara tajam. Dapat disimpulkan bahwa kekasaran permukaan dan besarnya pori membran dapat mempengaruhi interaksi antara membran dan pelarut, dalam hal ini adalah *Contact Angle*²³.

Menurut istilah teknik, permukaan adalah suatu batas yang memisahkan benda padat dengan benda di sekitarnya. Sedangkan kekasaran adalah suatu ketidakraturan tekstur sebuah benda, secara umum kekasaran ini terbentuk akibat dari proses produksi, kekasaran suatu permukaan benda sendiri dapat dirancang dan dapat dikendalikan pada saat proses pembuatan benda itu sendiri²⁴.

Tegangan permukaan adalah salah satu karakter yang dimiliki oleh suatu benda jika benda tersebut berkontak dengan cairan (air). *Contact Angle* dapat ditentukan dengan berapa besarnya kekuatan tegangan permukaan pada area yang bersentuhan (cairan dengan benda lain) dan perbedaan *ion* dan struktur dari masing – masing zat yang berkontak. Tegangan permukaan menghasilkan gaya kohesi dan adhesi, gaya kohesi adalah sifat tarik menarik antar molekul pada cairan bersangkutan, sedangkan adhesi adalah gaya tarik

menarik cairan terhadap benda disekitarnya²⁵. Perbedaan nilai kohesi dan adhesi akan menyebabkan terjadinya perbedaan *Contact Angle*, misalkan nilai kohesi lebih besar dari nilai adhesi nya, maka cairan tidak membasahi benda (aquades dengan perancah) begitu pula sebaliknya²⁶. *Contact Angle* adalah nilai penting yang digunakan sebagai parameter untuk memprediksi *wettability* (keterbasahan) permukaan suatu benda, sifat keterbasahan dari permukaan merupakan parameter penting untuk memprediksi kemampuan adsorpsi dalam lingkungan biologis²⁷.

Kekasaran permukaan atau *Surface Roughness* merupakan suatu karakteristik benda jika berkontak dengan benda cair, kekasaran permukaan memiliki peran penting terhadap proses penyerapan suatu cairan dan proses terbentuknya suatu *Contact Angle* dimana semakin kasar permukaan, akan tercipta pori – pori yang akan terisi oleh cairan dan mengakibatkan berubahnya nilai *Contact Angle*. Semakin halus permukaan maka semakin besar *Contact Angle* yang terbentuk²⁸. Peningkatan kekasaran pada permukaan fiber membran menyebabkan sudut kontak menjadi meningkat²⁹.

Porositas merupakan salah satu karakteristik yang dimiliki oleh perancah, nilai porositas pada perancah yang baik dan dapat diterima oleh tubuh adalah 50-90%³⁰. Nilai porositas yang baik adalah nilai porositas yang tinggi, tetapi nilai porositas tersebut mempengaruhi kekuatan mekanik dari perancah. Kekuatan mekanik perancah semakin rendah apabila nilai porositas semakin tinggi sehingga menyebabkan perancah akan mudah hancur, karena sangat mudah menyerap benda cair³¹.

Viscosity atau viskositas merupakan ketahanan fluida terhadap perubahan bentuk (deformasi) akibat tegangan geser ataupun terhadap deformasi sudut (*Angular deformation*), viskositas terbentuk oleh karena adanya gaya kohesi dan pertukaran momentum dari molekul dalam fluida. Ukuran kekentalan suatu zat cair / cairan yang

dapat menentukan besar kecilnya gesekan dalam teori fluida. Semakin besar gesekan yang tercipta dalam zat cair, maka dapat dikatakan semakin lama zat cair tersebut akan mengalir³². Semakin besar viskositas pada air, maka air akan membentuk *Contact Angle* yang besar³³.

Faktor-faktor yang harus mendapat perhatian terkait porositas serta karakteristik hidrofobisitas pada perancah adalah pemilihan teknik fabrikasi perancah, proses pembuatan perancah dan bahan yang digunakan dalam pembuatan perancah. Penelitian sebelumnya yang dilakukan Srimora J. Kaewsrichan dan L. Kaewsichan pada tahun 2011 menggunakan bahan pabrikan *freeze drying* dan bahan pabrikan yang bentuk dari *compression method*. Kedua jenis *scaffold* tersebut di analisis untuk melihat karakteristiknya adapun karakteristik dari bahan tersebut adalah : 1). *SEM Analysis* yang dilihat adalah bentuk dan morfologi dari permukaan *scaffold*. 2). *Contact Angle Analysis* yang dilihat adalah sifat hidrofobik dan hidrofilik dari permukaan *scaffold*. 3). *Porosity analysis* yang dilihat adalah karakteristik sesuai prinsip *Archimedes* tentang penyerapan.

Hasil penelitian yang telah dilakukan ini tidak sesuai dengan hipotesis yang telah dikemukakan sebelumnya pada tinjauan pustaka, tidak terdapat perbedaan *Contact Angle* secara signifikan yang terbentuk oleh tetesan Aquades pada perancah CaCO₃ dan gelatin konsentrasi 4:6, 7:3 dan 100% perancah gelatin. Nilai *Contact Angle* terbesar dimiliki oleh perancah 4:6, kemudian perancah gelatin 100%, dan perancah 7:3.

Kesimpulan

Tidak terdapat perbedaan *Contact Angle* dari tetesan *aquades* terhadap perancah koral dan gelatin perbandingan 4:6 , 7:3 dan 100% gelatin secara signifikan. Jumlah sampel yang digunakan hanya sedikit, sehingga dapat terjadi bias dalam perhitungan. Nilai *contact angle* terbesar ada pada perancah dengan konsentrasi 4:6, kemudian 100%

dan yang terakhir adalah 7:3. Berikut faktor yang mempengaruhi terbentuknya *Contact Angle* :

1. Kekasaran permukaan (*Surface Roughness*), semakin kasar permukaan perancah, maka semakin besar *Contact Angle* yang terbentuk.
2. Tegangan permukaan (*Surface Tension*), semakin besar tegangan atau nilai kohesi suatu cairan, maka cairan tersebut akan sukar untuk membasahi suatu membran.
3. Viskositas, merupakan gaya yang terbentuk akibat tegangan kohesi dan adhesi
4. Sifat biologis dari suatu bahan.

Saran

Penelitian ini dilakukan agar dapat dijadikan acuan untuk penelitian-penelitian yang lain, yang dapat dikembangkan di kemudian hari, dengan metode yang sama maupun metode yang berbeda. Dengan ditambahkan jumlah sampel, maka dapat meminimalisir bias perhitungan yang kemungkinan terjadi dalam penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- ¹ Michael A, C. (2006). Fraktur dan dislokasi. In L. M. Sylvia A. Price ., *Patofisiologi* (pp. 1365-1368 , 1371). EGC.
- ² Yogyakarta, D. K. (2013). Profil Kesehatan Daerah Istimewa Yogyakarta.
- ³ Ferdiansyah, Djoko Rushadi, Fedik Abdul Rantam,Aulai'am. (2011). *Regenerasi pada Masive Bone Defect dengan Bovine Hydroxyapatit sebagai Scaffold Mesenchymal Stem Cells* .
- ³ Lewandrowski K, Gresser JD, Wise DL. (2000). Biomaterials. *Bioresorbable bone graft substitutes of different osteoconductivities : a histologic evaluation of osteointegration of polypropylene glycol-co-fumaric acid-based ceent implants in rats.*
- ⁴ Francis, C. X. (2007). *Canale & Beaty : Chambell's Operative Orthopaedics, 11th ed.*
- ⁵ Sachlos, E., & Czernuszka, T.T. (2003). Journal Musculoskeletal Research. *Making Tissue Engineering Scaffold Work.Review : The Application of Tissue Freedom fabrication Technology to The pproduction of Tissue Engineering Scaffolds* , 29 - 40.
- ⁶ Zawawi KH. (2013). Materials Alloplastic disc implants composed of Teflon-Proplast .
- ⁷ Wahl, DA, JT Czernuszka. (2006). *Collagen-Hydroxyapatite Composites for Hard Tissue Repair* .
- ⁸ Vaccaro Alexander R, M. (2002). *The Role of the Osteoconductive Scaffold in Synthetic Bone Graft* .
- ⁹ Hou,R., Fulin Chen, Yaowu Yang et al. (2006). *Comparative studdy between coral-mesenchymal stem cells-rhBMP-2 composite and auto-bone-graft in rabbit critical-sized cranial defect model* .
- ¹⁰ Lloyd, T. (1969). *Surface Tension In Fluid Mechanics*. Chicago: National Committee for Fluid Mechanics Films Tufts Univesity.
- ¹¹ Sudarja. (2005). *Mekanika Fluida dasar, Buku Kuliah Universitas Muhammadiyah Yogyakarta* , 8-72.
- ¹² Lloyd, T. (1969). *Surface Tension In Fluid Mechanics*. Chicago: National Committee for Fluid Mechanics Films Tufts Univesity.
- ¹³ Rame Hart, C. (2012, August). www.ramehart.com. Retrieved from Rame-hart instrument.

- ¹⁴ Suliyanto,. Vincent Suhartono,. Edy Mulyanto. (2010). Teknik Infomatika Udinus. *Pembelajaran AutoCAD dengan modus interaktif* .
- ¹⁵ Al-Salihi. (2009). *In Vitro Evaluation of Malaysian Coral Porites Bone Graft Subtitutes (CORAGRAF) for Bone Tissue Engineering: A Preliminary Study. Braz J Oral Sci*, 8.
- ¹⁶ Hou,R., Fulin Chen, Yaowu Yang et al. (2006). *Comparative studdy between coral-mesenchymal stem cells-rhBMP-2 composite and auto-bone-graft in rabbit critical-sized cranial defect model* .
- ¹⁷ Liu, X., & Ma, P. X. (2004). Polymeric Scaffold for Bone Tissue Engineering. *Annals of Biomedical Engineering*, 32, 477-486.
- ¹⁸ Ratanavarapon J., Siriporn Damrongsakkul, Neeracha Sanchavanakit, Tanom Banaprasert, Sorada Kanokpanont. (2006). Comparison of Gelatin and Collagen Scaffolds for Fibroblast Cell Culture.
- ¹⁹ Garg, T., Singh, O., Arora, S., & Murthy, R. (2012). Scaffold : A Novel Carrier for Cell and Drug Delivery, *Begell House, Inc*, 1-63.
- ²⁰ Salgado, A. J., Coutinho, O. P., & Reis, R. L. (2004). *Bone Tissue Engineering : State of the Art and Future Trends. Macromoleculer Bioscience*, 4, 743-765.
- ²¹ Satrio Nugroho Sudarmanto, Nanda Dwi Junaidi, Yeni Rahmawati, dan Sumarno. (2015). *Modifikasi Permukaan Membran Polipropilen Untuk Meningkatkan Hidrofobisitas*
- ²² Nishikawa, H., Ishibashi, M., Ohta, H., Akutsu, N., Matsumoto, H., Kamata, T., & Kitamura, H. (1995). "CO₂ removal by hollow fiber gas-liquid contactors", *Energy Conversion & Management*, 36(6-9), 415-418.
- ²³ Kreulen, H., Smolders, C., Versteeg, G., Van Swaij, W. (1993). "Microporous hollow fiber membrane modules as gas-liquid contactors", 2. *Mass transfer with chemical reaction, J. Membrane Science*, 78 (3) , 217-238.
- ²⁴ Dhiah Purbosari. (2012). *KARAKTERISASI TINGKAT KEKASARAN PERMUKAAN BAJA ST 40 HASIL PEMESINAN CNC MILLING ZK 7040 EFEK DARI KECEPATAN PEMAKANAN (FEED RATE) DAN AWAL WAKTU PEMBERIAN PENDINGIN* .
- ²⁵ Lloyd, T. (1969). *Surface Tension In Fluid Mechanics*. Chicago: National Committee for Fluid Mechanics Films Tufts Univesity.
- ²⁶ Sudarja. (2005). *Mekanika Fluida dasar, Buku Kuliah Universitas Muhammadiyah Yogyakarta* , 8-72.
- ²⁷ Katsikogianni, M. And Missirlis, Y. M. (2004). *Concise Review of Mechanisms of Bacterial Adhesion to Biomaterials and of Techniques Used in Estimating Bacteria-Material Interactions. European Cells and Materials Vol. 8. , 37-57.*

- ²⁸ Masashi Miwa, Akira Nakajima, Akira Fujishima, Kazuhito Hashimoto, and Toshiya Watanabe. (1999). *Effects of the Surface Roughness on Sliding Angles of Water Droplets on Superhydrophobic Surfaces* .
- ²⁹ Satrio Nugroho Sudarmanto, Nanda Dwi Junaidi, Yeni Rahmawati, dan Sumarno. (2015). *Modifikasi Permukaan Membran Polipropilen Untuk Meningkatkan Hidrofobisitas* .
- ³⁰ Karageorgiou, V., dan Kaplan, D. (2005). *Porosity of 3D Biomaterial Scaffolds and Osteogenesis. Biomaterials, 26, 5474-5491* .
- ³¹ Anwar, S. A., dan Solechan. (2014). *Analisa Karakteristik dan Sifat Mekanik Scaffold Rekonstruksi Mandibula dari Material Biphasis Calcium Phosphate dengan Penguat Cangkang Kerang Srimping dan Gelatin Menggunakan Metode Functionally Graded Material. Prosiding SNATIF, 1 , 137-144.*
- ³² Sudarja. (2005). *Mekanika Fluida dasar, Buku Kuliah Universitas Muhammadiyah Yogyakarta , 8-72.*
- ³³ Yuehua Yuan and T. Randall Lee. (2013). *Contact Angle and Wetting Properties* , chapter 1.