

**NASKAH PUBLIKASI**

**PERBEDAAN PENAMBAHAN *PLATELET RICH PLASMA* DAN  
*PLATELET RICH FIBRIN* TERHADAP PROFIL DEGRADASI  
PADA PERANCAH REGENERASI TULANG**



**Disusun Oleh:**

**MAULIDA NURLAELI  
20140340108**

**PROGRAM STUDI PENDIDIKAN DOKTER GIGI  
FAKULTAS KEDOKTERAN DAN ILMU KESEHATAN  
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA  
2018**

## ***ABSTRACT***

### **THE DIFFERENCE BETWEEN THE ADDITION OF PLATELET-RICH PLASMA AND PLATELET-RICH FIBRIN TOWARD THE DEGRADATION PROFILE IN BONE REGENERATION SCAFFOLDING**

Maulida Nurlaeli<sup>1</sup>, Erlina Sih Mahanani<sup>2</sup>  
Student of Dentistry Department<sup>1</sup>  
Lecturer of Dentistry Department<sup>2</sup>  
E-mail: [maulidanurlaeli@gmail.com](mailto:maulidanurlaeli@gmail.com)

**Background:** Platelet-rich Plasma (PRP) is defined as concentrated platelet that consists of a great amount of growth factors. PRP has important role in bone recovery process. Platelet-rich Fibrin is the development of concentrated platelet that does not use anti coagulant. PRF is also called as leukocyte-PRF since it has anticipation character in tissue regeneration and wound recovery. PRP and PRF can be incorporated using scaffolding in engineering bone tissue. Scaffolding materials are insoluble or degradation in order that the release of growth factors in accord with bone tissue development process.

**Research objective:** The research aimed at learning the difference of degradation profile in the scaffolding incorporated with PRP, PRF, and without incorporation.

**Research Method:** The research design is clinical laboratory research using pre and post test design. The subject of the research is artificial coral scaffolding. PRP was made using Matsui-Tabata method. PRF was made using a method by Choukron et al. The blood used was human blood. 9 scaffoldings were divided into 3 groups; scaffolding with PRP incorporation, PRF incorporation, and without incorporation. The artificial coral scaffolding was soaked in PBS and was incubated with the temperature of 37°. Degradation profile was measured after 1, 3, 6, 24, 48, 72, and 96 hours. PBS was then replaced with HC1 1N and was incubated with the temperature of 37°. Degradation profile was measured again after 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 hours until the scaffolding was degraded until it ran out.

**Research Result:** The data of the research were analyzed using One Way Anova and continued with Post Hoc test using Tukey. The result of One Way Anova indicated that there was significant difference ( $p < 0.05$ ) in the soaking period of 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 hours and 1 hour period of HC1 soaking.

**Conclusion:** Based on the research, it is concluded that there was degradation difference between scaffolding with PRP incorporation, PRF incorporation, and without incorporation. PRP addition could strengthen the scaffolding structure with the development of fibrin network so that it could slow down the degradation process.

**Keywords:** Degradation, Platelet-rich Plasma, Platelet-rich Fibrin, Artificial Coral

Scaffolding

## INTISARI

### PERBEDAAN PENAMBAHAN *PLATELET RICH PLASMA* DAN *PLATELET RICH FIBRIN* TERHADAP PROFIL DEGRADASI PADA PERANCAH REGENERASI TULANG

Maulida Nurlaeli<sup>1</sup>, Erlina Sih Mahanani<sup>2</sup>  
Mahasiswa Program studi Kedokteran Gigi<sup>1</sup>  
Dosen Program Studi Pendidikan Kedokteran Gigi<sup>2</sup>  
E-mail: [maulidanurlaeliabadi@gmail.com](mailto:maulidanurlaeliabadi@gmail.com)

**Latar belakang:** *Platelet-rich Plasma* (PRP) didefinisikan sebagai trombosit terpekatkan yang mengandung banyak faktor pertumbuhan. PRP memiliki peran penting dalam proses penyembuhan tulang. *Platelet-rich Fibrin* (PRF) merupakan pengembangan konsentrat platelet yang tidak memanfaatkan faktor anti koagulan. PRF disebut juga sebagai leukosit-PRF karena memiliki sifat antisipasi dalam meregenerasi jaringan dan penyembuhan luka. PRP dan PRF dapat di inkorporasikan dengan perancah dalam rekayasa jaringan tulang. Bahan material perancah memiliki sifat tidak mudah larut atau degradasi agar proses pelepasan faktor pertumbuhan dapat sesuai dengan proses pembentukan jaringan tulang.

**Tujuan Penelitian:** Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan profil degradasi pada perancah yang diinkorporasi dengan PRP, PRF dan tanpa inkorporasi.

**Metode Penelitian:** Desain penelitian ini adalah penelitian klinis laboratoris menggunakan *pre test post test design*. Subjek penelitian yaitu perancah koral buatan. PRP di buat dengan menggunakan metode Matsui-Tabata. PRF di buat dengan menggunakan metode Choukroun dkk. Darah yang digunakan merupakan darah yang berasal dari manusia. Sebanyak 9 perancah dibagi menjadi 3 kelompok yaitu perancah dengan inkorporasi PRP, inkorporai PRF dan tanpa inkorporasi. Subjek penelitian direndam dalam PBS dan diinkubasi pada suhu 37°. pengukuran profil degradasi dilakukan pada periode waktu 1, 3, 6, 24, 48, 72, dan 96 jam. Kemudian mengganti larutan PBS dengan HCl 1N dan diinkubasi pada suhu 37°. pengukuran kembali profil degradasi pada periode waktu 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 jam hingga perancah habis terdegradasi.

**Hasil Penelitian:** Data hasil penelitian dianalisis menggunakan uji *One Way Anova* dan dilanjutkan dengan uji *Pos Hoc* dengan *Tukey*. Hasil uji *One Way Anova* menunjukkan terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0.05$ ) pada perendaman PBS periode waktu 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 jam dan perendaman HCl periode waktu 1 jam.

**Kesimpulan:** berdasarkan hasil penelitian ini terdapat perbedaan degradasi antara perancah dengan inkorporasi PRP, PRF dan tanpa inkorporasi. Penambahan PRP dapat memperkuat struktur dari perancah dengan pembentukan fibrin *network* sehingga dapat memperlambat proses degradasi.

**Kata Kunci:** Degradasi, *Platelet-rich Plasma*, *Platelet-rich Fibrin*, Perancah Koral Buatan.

## Pendahuluan

Tulang merupakan bentuk kaku dari jaringan ikat yang membentuk rangka tubuh manusia yang terdiri dari sel-sel dan matriks intersel. Matriks mengandung unsur organik dan unsur anorganik. Unsur organik terbesar adalah serat-serat kolagen, dan dua pertiga berat tulang merupakan unsur anorganik. Kalium fosfat bertanggungjawab terhadap kekakuan dan kelenturan tulang sebanyak 85%, kalsium karbonat sebanyak 10% dan sedikit kalsium florida serta magnesium florida. Serat-serat kolagen berguna dalam menambah kekuatan tulang (Sihombing dkk., 2012). Tulang memiliki respon penyembuhan secara alami, tetapi jika defek yang terjadi cukup besar seringkali menyebabkan tulang tidak dapat melakukan regenerasi dengan baik (Ardhiyanto dkk., 2012).

*Tissue engineering* digunakan untuk meregenerasi jaringan yang rusak dan merestorasi berbagai fungsi dari jaringan dan organ manusia yang rusak. Prinsip *tissue engineering* dalam meregenerasi jaringan melibatkan kombinasi tiga komponen utama yaitu perancah (*scaffold*), regeneratif sel dan *cell signaling molecules* atau *growth factor* (Cahaya & Masulili, 2015). Komponen yang berperan penting dalam perkembangan teknik rekayasa jaringan adalah sel, faktor pertumbuhan yang bisa didapatkan dari *platelet rich plasma* (PRP) dan *platelet rich fibrin* (PRF) serta perancah (Matsui & Tabata, 2012).

PRP merupakan plasma kaya platelet yang didapatkan dari *autologous* atau berasal dari tubuh yang sama yang ditempatkan di dalam plasma dan mengandung banyak faktor pertumbuhan. Faktor pertumbuhan yang terdapat dalam PRP adalah PDGF $\alpha\alpha$ , PDGF $\beta\beta$ , PDGF $\alpha\beta$ , TGF- $\beta$ , TGF- $\beta_2$ , VEGF, dan EGF (Muljanti dkk., 2014). PRP mengandung banyak *growth factor* dan komponen lain yang sangat membantu dalam proses penyembuhan regenerasi (Camelia & Masulili, 2011).

Kesulitan yang dihadapi dalam pembuatan PRP menyebabkan evolusi dan penyederhanaan yang menghasilkan PRF, yang memiliki semua komponen yang berguna dalam pemulihan dan penyembuhan. PRF sudah banyak digunakan pada implant dan cangkok tulang (Kumar dkk., 2016). PRF mengandung lebih banyak sel darah putih yang penting dalam proses penyembuhan luka (Miron dkk., 2017).

PRP dan PRF memiliki sifat mekanis yang buruk, stabilitas yang rendah serta derajat degradasi sangat cepat. Penambahan material perancah diharapkan dapat memberi kekuatan mekanis dan mempertahankan stabilitas bahan *bone graft* selama proses pemulihan tulang. Waktu degradasi perancah menjadi cukup panjang sehingga fase pemulihan terjadi secara lambat dan dapat berjalan lebih optimal (Rustam dkk., 2017).

Perancah memiliki peran penting dalam keberhasilan rekayasa jaringan. Beberapa sifat biologis yang harus ada pada perancah adalah biokompatibilitas, biodegradasi serta memiliki kekuatan dan porusitas yang tinggi (Kitamura dkk., 2011). Biokompatibel berarti perancah mampu diterima oleh tubuh dan akhirnya dapat terdegradasi ketika pembentukan sel-sel baru yang menjadi tujuannya sudah tercapai. Perancah yang tidak dapat terdegradasi di dalam jaringan dapat menimbulkan infeksi pada tubuh. Kecepatan degradasi perancah yang ideal yaitu sama dengan kecepatan pembentukan jaringan (Gaikwad dkk., 2008).

Proses degradasi merupakan bagian terlepasnya molekul signal. Semakin pelan proses degradasi perancah maka semakin pelan pula pelepasan molekul signal ke lokasi rekonstruksi tulang (Mahanani, 2013).

Berdasarkan latar belakang tersebut apakah dengan penambahan PRP dan PRF dapat mempengaruhi proses degradasi perancah. Oleh karena itu akan dilakukan penelitian mengenai perbedaan penambahan PRP dan PRF terhadap profil degradasi pada perancah regenerasi tulang.

## Metode

Desain penelitian ini adalah penelitian klinis laboratoris menggunakan *pre test post test design*. Subjek penelitian yaitu perancah koral buatan. PRP di buat dengan menggunakan metode Matsui-Tabata. PRF di buat dengan menggunakan metode Choukroun dkk. Darah yang digunakan merupakan darah yang berasal dari manusia. Sebanyak 9 perancah dibagi menjadi 3 kelompok yaitu perancah dengan inkorporasi PRP, inkorporasi PRF dan tanpa inkorporasi. Subjek penelitian direndam dalam PBS dan diinkubasi pada suhu 37°. pengukuran profil degradasi dilakukan pada periode waktu 1, 3, 6, 24, 48, 72, dan 96 jam. Kemudian mengganti larutan PBS dengan HCl 1N dan diinkubasi pada suhu 37°. pengukuran kembali profil degradasi pada periode waktu 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 jam hingga perancah habis terdegradasi.

## Hasil Penelitian

Hasil perhitungan nilai persentase degradasi perancah yang telah dilakukan perendaman dengan menggunakan PBS dan HCl 1N.

**Tabel 1.** Persentase Degradasi

persentase degradasi (%)	Kode sampel					
	Rata-rata A	Standar Deviasi	Rata-rata B	Standar Deviasi	Rata-rata C	Standar Deviasi
1	9.04	1.34	17.97	5.21	5.00	1.23
3	15.64	0.78	22.03	4.93	9.17	1.61
6	20.81	0.18	25.95	4.89	12.84	3.51
24	23.81	0.78	27.99	4.83	15.48	4.36
48	28.51	1.92	33.67	2.85	21.63	4.64
72	34.24	2.15	41.94	4.00	28.53	5.24
96	39.60	1.96	47.68	3.32	33.93	3.95
HCL 1N 1	44.26	2.23	53.59	3.46	40.34	6.33
HCL 1N 3	48.25	2.68	58.38	3.72	45.24	7.97
HCL 1N 6	52.05	2.94	63.04	3.79	50.65	9.83
HCL 1N 24	55.77	2.84	67.38	4.00	55.69	11.28
HCL 1N 48	59.06	2.82	71.26	4.04	60.83	12.69
HCL 1N 72	61.86	2.95	74.51	4.17	64.72	12.75
HCL 1N 96	67.75	3.51	78.74	4.30	69.77	14.34
HCL 1N 120	67.75	3.71	82.55	4.37	74.39	15.84
HCL 1N 144	70.70	3.67	85.39	4.24	78.30	16.42

HCL 1N 168	73.77	3.82	89.11	4.27	82.79	17.71
HCL 1N 192	76.77	3.84	92.26	4.20	77.77	13.97
HCL 1N 216	79.80	3.88	95.87	4.22	81.35	14.69
HCL 1N 240	82.92	4.09	97.46	3.60	84.94	15.49
HCL 1N 264	85.23	4.22	97.71		88.46	16.32
HCL 1N 288	87.08	4.26	100		79.09	
HCL 1N 322	89.63	4.24			81.56	
HCL 1N 346	92.43	4.41			84.21	
HCL 1N 370	94.93	4.39			86.79	
HCL 1N 394	94.69	0.15			89.41	
HCL 1N 418	97.22	0.05			92.16	
HCL 1N 442	100.00	0.00			94.98	
HCL 1N 466					97.70	
HCL 1N 490					100.00	

Keterangan:

A: perancah yang diinkorporasi dengan PRP

B: perancah yang diinkorporasi dengan PRF

C: perancah tanpa inkorporasi

Berdasarkan Tabel.1 perancah dengan inkorporasi PRP (A) terdegradasi lebih lama dibandingkan dengan perancah dengan inkorporasi PRF (B) dan dua sampel dari perancah yang tidak diinkorporasi (C1 dan C2). Perancah tanpa inkorporasi (C1) yang telah diganti dengan larutan HCl 1N pada jam ke 168 terdegradasi 100% lebih dulu dibandingkan dengan perancah lainnya, sedangkan perancah dengan inkorporasi PRP (A1) dengan larutan HCl 1N terdegradasi 100% pertama kali pada jam ke 370. Perancah dengan inkorporasi PRF (B) dengan larutan HCl 1N terdegradasi 100% pertama kali pada jam ke 216.

**Tabel 2.** Uji normalitas

jam ke-	Shapiro Wilk Sig.(p)		
	PRP	PRF	NON
1	.594	.922	.996
3	.837	.844	.884
6	.261	.982	.317
24	.845	.970	.074
48	.667	.527	.097
72	.962	.837	.507
96	.224	.769	.703
HCL 1N 1	.210	.877	.957
HCL 1N 3	.379	.799	.974
HCL 1N 6	.248	.546	.976
HCL 1N 24	.152	.534	.953
HCL 1N 48	.217	.678	.959
HCL 1N 72	.172	.639	.915
HCL 1N 96	.054	.490	.928

<b>HCL 1N 120</b>	.225	.396	.969
<b>HCL 1N 144</b>	.188	.790	.899
<b>HCL 1N 168</b>	.190	.673	.909

**Tabel 2.** menunjukkan bahwa status uji masing-masing sampel PRP, PRF dan Non inkorporasi pada jam 1, 3, 6, 24 sampai 168 di dapatkan nilai  $p \geq 0,05$ . Hasil nilai probabilitas menunjukkan nilai  $p \geq 0,05$  sehingga  $H_0$  tidak ditolak yang berarti distribusi data normal. Data menunjukkan distribusi normal maka dapat dilakukan uji One Way Anova.

**Tabel 3.** Nilai Hasil Uji ONE WAY ANOVA

Jam ke-	Sig.
<b>1</b>	.007*
<b>3</b>	.006*
<b>6</b>	.010*
<b>24</b>	.018*
<b>48</b>	.013*
<b>72</b>	.018*
<b>96</b>	.005*
<b>HCL 1N 1</b>	.025*
<b>HCL 1N 3</b>	.052
<b>HCL 1N 6</b>	.100
<b>HCL 1N 24</b>	.146
<b>HCL 1N 48</b>	.203
<b>HCL 1N 72</b>	.204
<b>HCL 1N 96</b>	.237
<b>HCL 1N 120</b>	.253
<b>HCL 1N 144</b>	.275
<b>HCL 1N 168</b>	.288

(\*) terdapat perbedaan bermakna, signifikan  $p < 0,05$

Hasil analisis pada tabel 3. Menunjukkan perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) pada kelompok interval waktu PBS 1 jam dengan nilai  $p = 0,007$ ; PBS 3 dengan nilai  $p = 0,006$ ; PBS 6 jam dengan nilai  $p = 0,010$ ; PBS 24 jam dengan nilai  $p = 0,018$ ; PBS 48 jam dengan nilai  $p = 0,013$ ; PBS 72 jam dengan nilai  $p = 0,018$ ; PBS jam 96 jam dengan nilai  $p = 0,005$  dan HCl 1 jam dengan nilai  $p = 0,025$ . Data hasil uji statistik dengan menggunakan One Way Anova dapat dilanjutkan dengan

uji *Post hoc* yang bertujuan untuk mengetahui perbedaan yang bermakna dengan membandingkan seluruh pasangan rata-rata. Uji *Post hoc* yang digunakan adalah *Honestly Significance Difference* (HSD). Uji HSD dilakukan untuk mengetahui perbedaan seluruh pasangan kelompok pada interval waktu PBS 1 jam, PBS 3 jam, PBS 6 jam, PBS 24 jam, PBS 48 jam, PBS 72 jam, PBS 96 jam dan HCL 1 jam.

**Tabel 4.** Ringkasan uji HSD

Jam ke-	Inkorporasi	Inkorporasi	Sig.
<b>1</b>	PRP	PRF	.032
	PRF	NON	.006
<b>3</b>	PRF	NON	.005
<b>6</b>	PRF	NON	.009
<b>24</b>	PRF	NON	.016
<b>48</b>	PRF	NON	.011
<b>72</b>	PRF	NON	.015
<b>96</b>	PRP	PRF	.048
	PRF	NON	.004
<b>HCL 1N 1</b>	PRF	NON	.023

Nilai Sig. pada tabel 5 menunjukkan kelompok pada interval waktu yang memiliki perbedaan bermakna.

#### **Pembahasan**

Hasil uji statistic dengan One Way Anova menunjukkan terdapat perbedaan pada profil degradasi interval waktu perendaman PBS 1 jam, PBS 3 jam, PBS 6 jam, PBS 24 jam, PBS 48 jam, PBS 72 jam, PBS 96 jam dan HCL 1 jam. Berdasarkan uji *Post Hoc Honestly Significance Difference* (HSD), pada interval waktu perendaman PBS 1 jam dan 96 jam memiliki perbedaan profil degradasi yang bermakna pada kelompok PRP yang dibandingkan dengan kelompok PRF dan kelompok PRF yang dibandingkan dengan kelompok tanpa inkorporasi (NON) dan pada interval waktu perendaman PBS 3, 6, 24, 48, 72, dan perendaman HCL 1 jam memiliki perbedaan profil degradasi yang bermakna pada kelompok PRF yang dibandingkan dengan kelompok tanpa inkorporasi (NON). Berdasarkan grafik rata-rata persentase degradasi, dapat dilihat bahwa perancah yang diinkorporasi dengan PRF dan perancah yang tidak diinkorporasi memiliki pergerakan kurva yang lebih pendek yang berarti perancah mengalami



degradasi yang lebih cepat dibandingkan dengan perancah yang diinkorporasi dengan PRP.

Kecepatan degradasi perancah harus sesuai dengan kecepatan pembentukan jaringan (Wu & Ding, 2004). Proses degradasi merupakan bagian terlepasnya molekul signal. Semakin pelan proses degradasi perancah maka semakin pelan pula pelepasan molekul signal ke lokasi rekonstruksi tulang (Mahanani, 2013).

PRP merupakan autologous plasma yang memiliki konsentrasi platelet hingga 1.000.000/ $\mu$ l. jumlah normal platelet dalam darah adalah 150.000/ $\mu$ l sampai 350.000/ $\mu$ l. PRP memiliki banyak faktor pertumbuhan yang salah satu fungsinya adalah untuk merangsang sintesa kolagen dan mempercepat respon homeostasis pada cedera sehingga merangsang regenerasi tulang dan proses penyembuhan luka (Nirmalasari dkk, 2016).

PRP merupakan plasma kaya platelet yang didapatkan dari *autologous* atau berasal dari tubuh yang sama yang ditempatkan di dalam plasma dan mengandung banyak faktor pertumbuhan. Faktor pertumbuhan yang terdapat dalam PRP adalah PDGF $\alpha\alpha$ , PDGF $\beta\beta$ , PDGF $\alpha\beta$ , TGF- $\beta$ , TGF- $\beta_2$ , VEGF, dan EGF (Muljanti dkk., 2014).

Menurut Matsui dan Tabata, 2012 menyatakan bahwa aktivasi platelet terjadi saat berkontak dengan gelatin yang kemudian dapat merilis berbagai faktor pertumbuhan dalam PRP. PRP mengandung banyak platelet. Pengaktifan PRP oleh trombin atau CaCl<sub>2</sub> platelet merilis  $\alpha$ -granules dan hydrogel yang mengandung banyak faktor pertumbuhan termasuk salah satunya adalah TGF- $\beta$  (Tello dkk., 2017). TGF- $\beta$  yang terkandung dalam PRP dapat meningkatkan produksi kolagen serta mineral matriks (Nirmalasari dkk, 2016).

Kombinsi antara *scaffold* dan PRP memiliki beberapa keuntungan. Pertama, struktur porus pada *scaffold* dapat menstabilkan pembentukan fibrin *network* sebelum PRP teraktivasi dengan membentuk lingkungan 3D untuk sel tumbuh dan berdiferensiasi. Kedua, mengontrol dan memperpanjang dalam merilis beberapa faktor pertumbuhan, termasuk TGF- $\beta$  (Tello dkk., 2017).

PRP memerlukan fibrinogen, trombin dan kalsium untuk membentuk fibrin *network* agar faktor pertumbuhan yang berasal dari platelet terlepas. Langkah kedua dalam persiapan PRP menghasilkan pengaktifan platelet dan formasi fibrin *network*. Peristiwa ini serupa dengan proses pembekuan secara natural dimana fibrinogen dipecah oleh trombin dan bertanggung jawab dalam proses hemostasis. Pemecahan fibrinogen akan menghasilkan fibrin *network* tiga dimensi (Perez dkk., 2014).

Kalsium dapat menstabilkan fibrinogen struktur, mempercepat formasi fibrin dengan bertindak sebagai *thrombin co-factor*, dapat melindungi degradasi fibrinogen dan juga menghambat serta memperpanjang polimerisasi serat fibrin. Fibrin *network* dipengaruhi oleh reaksi polimerisasi dari fibrin (Perez dkk., 2014). Antikoagulan merupakan zat yang dapat mencegah pembekuan darah dengan mengikat kalsium atau dengan jalan menghambat pembentukan trombin untuk mengkonversi fibrinogen menjadi fibrin dalam proses pembekuan (Shalehah dkk., 2015).

Serat fibrin yang dihasilkan dari PRP lebih tipis dan lebih padat (weisel, 2007). Sejalan dengan penelitian Perez dkk., 2014 yang menyatakan bahwa serat fibrin yang lebih tipis dapat memperlambat *clotting time*. Sehingga dapat diasumsikan bahwa bertambahnya kekuatan mekanik pada perancah yang diinkorporasi dengan PRP terjadi karena kalsium yang terdapat dalam PRP dan yang terikat oleh antikoagulan serta kalsium yang terkandung dalam perancah koral buatan dapat memperkuat struktur dengan jalan pembentukan fibrin *network* dan memperlambat proses degradasi fibrinogen sehingga perancah yang diinkorporasi dengan PRP mengalami degradasi yang lebih lambat.

### **Kesimpulan**

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Berdasarkan grafik profil degradasi perancah terdapat perbedaan antara perancah yang diinkorporasi dengan PRP, PRF dan perancah tanpa inkorporasi.
2. Perancah yang diinkorporasi dengan PRP membentuk benang-benang fibrin yang memperkuat struktur sehingga dapat memperlambat proses degradasi.

### **Saran**

Saran terkait dengan penelitian antara lain:

1. Diperlukan penelitian secara mikroskopis untuk melihat struktur perancah yang telah diinkorporasi sehingga dapat memberikan gambaran yang jelas mengenai kekuatan mekanik dari perancah.
2. Diperlukan penelitian lebih lanjut menggunakan perancah koral buatan dengan berbagai konsentrasi Ca yang diinkorporasi dengan PRP.
3. Diperlukan penelitian lebih lanjut menggunakan perancah koral buatan kemudian inkorporasi dengan PRP yang menggunakan berbagai macam antikoagulan.

### **Referensi**

Ardhiyanto, H. B., Siswomihardjo, W. dan Haniastuti, T., 2012. Jumlah Osteoblas Pada Proses Penyembuhan Tulang Pasca Implantasi Hidroksiapatit Sintesis dari Kalsit. *Dentika Dental Journal*, Vol.17 No.2', p.200.

Cahaya, C. dan Masulili, S. L. C., 2015. Perkembangan Terkini Membran Guided Tissue Regeneration/Guided Bone Regeneration sebagai Terapi Regenerasi Jaringan Periodontal. *Majalah Kedokteran Gigi Indonesia*, issue 1(1), pp. 1-11.

Camelia, M. N. dan Masulili, S. L. C., 2011. Platelet-Rich Plasma sebagai Pendekatan Perawatan Periodontal Regeneratif. *MKGI*, pp. 119-126.

Gaikwad, V. V., Patil, A. B., dan Gaikwad, M. V., 2008. Scaffold For Drug Delivery In Tissue Engineering. *International Journal Of Pharmaceutical Science And Nanotechnology*, 1, 113-122.

Kitamura, C., Nishihara, T., Terashita, M., Tabata, Y., Jimi, E., Washio, A., 2011. Regeneration Approaches for Dental Pulp and Periapical Tissue with

Growth Factor, Biomaterials and Laser Irradiation. *Polymers*,3, 1776-1793.

Kumar, Y. R., Mohanty, S., Verma, M., Kaur, R. R., Bhatia, P., Kumar, V. R. dan Chaudhary, Z., 2016. Platelet-Rich Fibrin: The Benefits. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(1), pp. 57-61. Doi: 10.1016/j.bjoms.2015.10.015.

Mahanani, E. S., 2013. Perancah Hidrogel Untuk Aplikasi Rekayasa Jaringan Tulang. *IDJ*, II(2), pp. 77-81.

Matsui, M., dan Tabata, Y., 2012. Enhance Angiogenesis By Multiple Release Of Platelet Rich Plasma Contents And Basic Fibroblast Growth Factor From Gelatin Hydrogels. *Elsevier*, 1-10.

Miron, R. J., Fujioka-Kobayashi, M., Bishara, M., Zhang, Y., Hernandez, M. dan Choukroun, J., 2017. Platelet-Rich Fibrin And Soft Tissue Wound Healing: A Systematic Review. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 23(1), p. ten.teb.2016.0233. doi: 10.1089/ten/teb.2016.0233.

Muljanti, M., Hernaningsih, Y., Nugraha, H. K. dan Nugraha, J., 2014. Upaya Optimasi Pembuatan Plasma Kaya Trombosit Sebagai Pengobatan Sel Punca. *Indonesian Journal of Clinical Pathology and Medical Laboratory*, 20(3), pp. 196-200.

Nirmala, L., Oley, M. C., Prasetyo, E., Hatibie, M. dan Loho, L. L., 2016. Pengaruh Pemberian Plasma Kaya Trombosit dan Karbonat Hidroksiapatit Pada Proses Penutupan Defek Tulang Kepala Hewan Coba Tikus. *Jurnal Biomedik (JBM)*, Vol.8 No.3, pp. 172-178.

Perez, A. G. M., Rodrigues, A. A., Luzo, A. C. M., Lana, J. F. S. D., Belangero, W. D. dan Santana, M. H. A., 2014. Fibrin Network Architectures In Pure Platelet-Rich Plasma As Characterized By Fibrin Radius and Correlated With Clotting Time. *Journal of Materials Science: Materials in Medecine*.

Rustam, A., Tatengkeng, F., Fahrudin, M. A. dan Djais, A. I., 2017. Kombinasi Perancah Silk-Fibrin Dari Kepompong Ulat Sutra (*Bombyx Mori*) Dan Konsentrat Platelet Sebagai Inovasi Terapi Regenerasi Tulang Alveolar. *Makassar Dent J*, pp. 107-115.

Shalehah, A., Cahaya, N. dan Faradilaturahmah., 2015. Pengaruh Pemberian Ekstrak Etanol Daun Kajajahi (*Leucosyke Capitellata* Wedd.) Terhadap Efek Pembekuan Darah dan Penurunan Agregasi Platelet Pada Darah Manusia Sehat Secara In Vitro. *Pharmacy*, Vol.12 No.02, pp.140-152.

- Sihombing, I., Wangko, S. dan Kalangi, S. J. R., 2012. Peran Estrogen Pada Remodeling Tulang. *Jurnal Biomedik2*, 4(3), pp. 77-87.
- Tello, M. S., Martorell, S., Roig, M. M., Milian, L., Gonzalez, MA. G., Ribelles, J. L. G. dan Carda, C., 2017. Human Platelet-Rich Plasma Improves The Nesting and Differentiation Of Human Chondrocytes Cultured In Stabilized Porous Chitosan Scaffolds. *Journal of Tissue Engineering*, Vol.8, pp. 1-6.
- Weisel, J. W. 2007. Structure of Fibrin: Impact on Clot Stability. *Journal of Thrombosis and Haemostasis*, 5 (1), pp.116-124.
- Wu, L. dan Ding, J., 2004. In vitro degradation of three-dimensional porous poly (D,L-Lactide-co-Glycolide) Scaffold for tissue engineering. *Biomaterials*, Issue 25, pp.5821-5830.

