

TESIS

**PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI
DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM
TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES
PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA
TRANSVERSAL KELINCI**

TKD 06/05
Dar
P

PENELITIAN EKSPERIMENTAL LABORATORIS



715
MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA

STEPHANUS HENDRATA DARMADI
090114235/M

**PROGRAM PASCA SARJANA
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2004**

090114235

TESIS

**PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI
DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM
TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES
PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA
TRANSVERSAL KELINCI**

TKD 06/05

Dar

P

PENELITIAN EKSPERIMENTAL LABORATORIS



STEPHANUS HENDRATA DARMADI
090114235/M

**PROGRAM PASCA SARJANA
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2004**

TESIS

**PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI
DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM
TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES
PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA
TRANSVERSAL KELINCI**

PENELITIAN EKSPERIMENTAL LABORATORIS



TESIS

Untuk memperoleh Gelar Magister
dalam Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar
pada Program Pasca Sarjana Universitas Airlangga

STEPHANUS HENDRATA DARMADI
090114235/M

**PROGRAM PASCA SARJANA
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2004**

Lembar pengesahan

TESIS

**PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI
DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM
TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES
PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA
TRANSVERSAL KELINCI**

PENELITIAN EKSPERIMENTAL LABORATORIS

Diajukan Untuk Disetujui Sebagai Tesis

Memenuhi Persyaratan Pendidikan Pascasarjana

Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar

Oleh:

STEPHANUS HENDRATA DARMADI

NIM: 090114235/M

Pembimbing Ketua

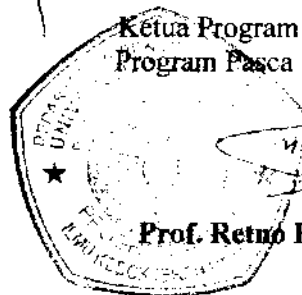
dr. Herman Santoso, SpOT, MSc

Pembimbing

Dr. dr. Endang Joewarini, SpPA.(K)

Mengetahui

Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar
Program Pasca Sarjana Universitas Airlangga



Prof. Retno Handajani, dr., MS., Ph. D

Lembar pengesahan

TESIS

**PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI
DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM
TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES
PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA
TRANSVERSAL KELINCI**

PENELITIAN EKSPERIMENTAL LABORATORIS

Diajukan Untuk Disetujui Sebagai Tesis

Memenuhi Persyaratan Pendidikan Pascasarjana

Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar

Oleh:

STEPHANUS HENDRATA DARMADI

NIM: 090114235/M

Menyetujui,
Panitia Penguji, Ketua :



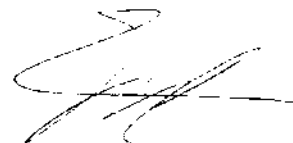
Prof. Dr. dr. Djoko Roeshadi, SpOT

Panitia Penguji, Anggota :



Prof. dr. Sutjipto, MS, PhD

Panitia Penguji, Anggota :



dr. Muh Cholil Munif, AIF

**Tesis ini telah diuji dan dinilai
oleh panitia penguji pada
Program Pascasarjana Universitas Airlangga
Pada : 22 Juli 2004**

Panitia Penguji,

Ketua : Prof. Dr. Djoko Roeshadi, dr, Sp OT

- Anggota :**
- 1. Herman Santoso, dr. SpOT, MSc**
 - 2. Dr. Endang Joewarini, dr. SpPA.(K)**
 - 3. Prof. Sutjipto, dr, MS, PhD**
 - 4. Muh Cholil Munif, dr, AIF**

UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur kami panjatkan kehadiran Allah Yang Maha Esa karena hanya dengan rahmat dan hidayahNya kami dapat menyelesaikan tesis tentang *PENGARUH FIKSASI GERAKAN TRANSLASI DENGAN KIRCHNER WIRE PADA SISTEM TENSION BAND WIRING TERHADAP PROSES PENYEMBUHAN PATAH TULANG PATELLA TRANSVERSAL KELINCI* ini dengan baik.

Terima kasih sebesar-besarnya dan penghargaan setinggi-tingginya kepada pembimbing utama kami : Herman Santoso, dr. SpOT. MSc, pembimbing I kami : Dr. Endang Joewarini, dr. SpPA(K), dan pembimbing statistik kami : Muh Cholil Munif, dr, AIF yang telah sudi membimbing kami dalam penyusunan tesis ini.

Kami ucapkan terima kasih kepada yang terhormat Rektor Universitas Airlangga : Prof. Dr. Med. Puruhito, dr. Sp BTKV, Direktur Program Pasca Sarjana Universitas Airlangga : Prof. Dr. H. Muhammad Amin, dr, SpP, Kepala Bagian dan Ketua Program Studi Orthopaedi dan Traumatologi : Prof. Dr. Djoko Roeshadi, dr, Sp OT, Sekretaris Program Studi Orthopaedi dan Traumatologi : Abdurrahman, dr. SpOT, dan kepada Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar : Prof. Retno Handajani, dr., MS., Ph. D., serta kepada mantan Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran Dasar : Prof. Soetjipto, dr, MS, Ph.D yang telah memberi



kesempatan dalam mengikuti dan menyelesaikan program studi Ilmu Kedokteran Dasar ini dengan baik.

Surabaya, Agustus 2004

Penulis



RINGKASAN

Dalam penanganan patah tulang patella transversal sering digunakan osteosintesis *Tension Band Wiring (TBW)*. Namun kadangkala terapi tersebut kurang memberi hasil yang memuaskan. Hal ini dapat diketahui dari komplikasi Osteoarthritis yang mencapai 56,4% pada evaluasi jangka panjang, yang disebabkan oleh permukaan sendi tidak rata, sebagai akibat dari proses penyembuhan yang tidak sempurna.

Fiksasi dengan menggunakan dua buah *Kirschner wire (K-wire)* yang dipasang sejajar dapat menambah stabilitas terhadap gerakan translasi, yang mengganggu proses penyembuhan patah tulang, terutama pada tahap kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan pembentukan jaringan ikat.

Pada penelitian ini menggunakan hewan coba kelinci, yang dibuat patah tulang patella transversal pada sisi kanan, kemudian pada kelompok perlakuan (n=9) diberi osteosintesis *TBW* dengan *K-wire*, sedangkan kelompok kontrol (n=9) hanya diberi osteosintesis *TBW*.

Evaluasi dilakukan 14 hari setelah perlakuan, dengan membandingkan persentasi luas permukaan preparat yang mengalami proses radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan pembentukan jaringan ikat, dengan hasil pada kelompok perlakuan didapatkan : proses radang lebih sedikit ($p=0,004$), proses osifikasi intramembran tidak terpengaruh ($p=0,064$), proses kondrogenesis

lebih sedikit ($p=0,000$), proses osifikasi endokondral lebih luas ($p=0,000$), dan proses pembentukan jaringan ikat lebih sempit ($p=0,000$).

Dari penelitian ini dapat dibuktikan bahwa fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan 2 *K-wire* sejajar dapat meningkatkan proses penyembuhan patah tulang patella transversal yang dilakukan osteosintesis *TBW*.



SUMMARY

The treatment of patellar fracture usually consist of *Tension Band Wiring (TBW)* principle. But sometimes that treatment lack of good result, much of it cause by Osteoarthritis. That complication up to 56,4% in long term evaluation, as the result of irregularity on articulation surface, which produced by imperfect bone healing process.

Fixation using a pair of *Kirschner wire (K-wire)*, parallel, can improve stability against translation movement, which can distrubed bone healing process, primarily in chondrogenesis process, endochondral ossification process, and fibrous tissue formation process.

In this research, we use rabbit, which was made artificially patella fracture on the right side. In treatment group (n=9), osteosynthesis using *TBW* principle and *K-wire* have done. In control group (n=9), osteosynthesis only using *TBW* principle.

Evaluation were taken 14 days after treatment, with comparing percentation of the callus which have inflammation process, intramembran ossification process, chondrogenesis process, endochondral osification process, and fibrous tissue formation process, and the results are : in treatment group, inflammation process decrease (p=0,004), intramembran ossification process not altered (p=0,064),

chondrogenesis process decrease ($p=0,000$), endochondral ossification process increased ($p=0,000$), and fibrous tissue formation process decreased ($p=0,000$).

From this research can be concluded that translation movement fixation using two *K-wire* can improve patellar bone healing process which is performed osteosynthesis by *TBW* principle.



ABSTRACT

THE EFFECT OF TRANSLATION MOVEMENT FIXATION BY KIRSCHNER WIRE IN TENSION BAND SYSTEM IN HEALING PROCESS OF RABBIT TRANSVERSE PATELLAR FRACTURE

Stephanus^{}, Herman Santoso^{**}, Endang Joewarini^{***}*

**Orthopaedic and Traumatology Department
Medical Faculty-Airlangga University/Dr.Soetomo General Hospital
Surabaya-Indonesia**

The effect of translation movement fixation using *K-wire* in tension band wiring osteosynthesis in healing process of rabbit transverse patellar fracture, in chondrogenesis, endochondral ossification, and fibrous tissue formation still not yet proved

We do experimental research in Pharmacy Laboratory, Airlangga University, Surabaya using rabbit's patellar bone, with same type, age, and body weight

In control group (n=9), patellar fracture were done, followed by osteosynthesis using tension band wiring. In research group (n=9), performed osteosynthesis using tension band wiring and paralel K-wire insertion added.

After four-teen days, evaluation were done by callus examination, by measuring percentage of inflammation, intramembran ossification, chondrogenesis, endochondral ossification, and fibrous tissue formation process

The results are decreasing process in chondrogenesis (p=0,000), fibrous tissue formation (p=0,000), increasing process in endochondral ossification (p=0,000), inflammation (p=0,004) in research group. There is no different process of intramembran ossification (p=0,64).

Conslusion can we take are : translation movement fixation using *K-wire* in tension band wiring osteosynthesis can improve healing process of rabbit transverse patellar fracture, in chondrogenesis, endochondral ossification, and fibrous tissue formation process

Key word : patellar fracture, translation movement fixation, tension band wiring, chondrogenesis, endochondral ossification, fibrous tissue

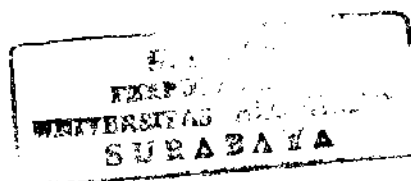
^{*} : Resident of Orthopaedic and Traumatology Department, Dr. Soetomo General Hospital - Medical Faculty, Airlangga University, Surabaya

^{**} : Staff of Orthopaedic and Traumatology Department, Dr. Soetomo General Hospital - Medical Faculty, Airlangga University, Surabaya

^{***} : Staff of Pathology Department, Dr. Soetomo General Hospital - Medical Faculty, Airlangga University, Surabaya

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSYARATAN GELAR	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
DAFTAR PENGUJI	v
UCAPAN TERIMA KASIH	vi
RINGKASAN	viii
SUMMARY	x
ABSTRACT	xii
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvi



DAFTAR SKEMA DAN TABELxix
DAFTAR SINGKATANxxi
DAFTAR LAMPIRANxxii
BAB 1	PENDAHULUAN1
	1. 1. Latar Belakang Masalah1
	1. 2. Rumusan Masalah3
	1. 3. Tujuan Penelitian4
	1. 4. Manfaat Penelitian5
BAB 2	TINJAUAN PUSTAKA6
	2. 1. Anatomi dan Biomekanika Sendi Lutut6
	2. 2. Fraktur Patella dan Prinsip Terapi9
	2. 3. Penyembuhan Tulang dan Pengaruh Fiksasi15
	2. 4. Gambaran Histologis Proses Penyembuhan Fraktur37
BAB 3	KERANGKA KONSEPTUAL - HIPOTESIS PENELITIAN 47
	3. 1. Kerangka Konseptual Penelitian47
	3. 2. Hipotesis Penelitian47

BAB 4	MATERI DAN METODE PENELITIAN48
	4. 1. Rancangan Penelitian48
	4. 2. Populasi, Sampel, Besar Sampel, dan Teknik Pengambilan Sampel50
	4. 3. Variabel Penelitian dan Definisi Operasional51
	4. 4. Bahan Penelitian54
	4. 5. Instrumen Penelitian54
	4. 6. Lokasi dan Waktu Penelitian55
	4. 7. Prosedur Pengumpulan dan Pengambilan Data55
	4. 8. Cara Analisis Data56
BAB 5	HASIL PENELITIAN57
	5. 1. Data Penelitian57
	5. 2. Hasil Penelitian59
BAB 6	PEMBAHASAN67
BAB 7	KESIMPULAN DAN SARAN71
	7. 1. Kesimpulan71
	7. 2. Saran71
	DAFTAR PUSTAKA72
	LAMPIRAN80

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1. Rentang Normal Gerakan Lutut. (dari : The Knee, In : Apley's System of Orthopaedics and Fractures, 7 th ed. Butterworth-Heinemann Ltd. 1993, p : 434.)	6
Gambar 2. 2. Stabilitas Lutut, oleh otot quadriceps. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 382)	7
Gambar 2. 3. Biomekanika Sendi Lutut. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 383)	8
Gambar 2. 4. Skema Gaya Pada Lutut. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 381-8)	8
Gambar 2. 5. Klasifikasi Fraktur Patella. (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3 rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1765)	10
Gambar 2. 6. Teknik Sirkulase dengan <i>K-wire</i> atau <i>Screw</i> . (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3 rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1767)	12
Gambar 2. 7. <i>Tension Band Wiring</i> dan Penggunaan <i>K-wire</i> . (dari : Fractures of The Patella, In : The Knee. Mosby. Ed by Scott W. N. Missouri, 1994. p : 1397)	13

Gambar 2. 8. Kombinasi Kedua Teknik Diatas. (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1772)14

Gambar 2. 9. Proses terbentuknya sel osteoblast dari stem sel atau mesenkim dan peran dari sitokin (Baylink, 1999)17

Gambar 2.10. Sel Osteosit, merupakan sel osteoblast yang terperangkap dalam matrix tulang (Albert, 1989)18

Gambar 2. 11. Regenerasi Tulang. (dari : Regenerative Response. In : General Patobiology. British Columbia, North Vancouver, May, 1993, p : 232.)32

Gambar 2. 12. Pengaruh Kompresi oleh Condylus Femoris. (dari : Tension Band Wiring, In : Osteosynthesis Orthopaedi Departement. RSUD Dr. Soetomo / FK Unair, Surabaya, 1993)35

Gambar 2. 13. Hukum Pertama dan Ketiga Newton : aksi quadriceps (T1) = reaksi bagian atas *figure of eight* (T1') + berat patella proksimal (P1), aksi tendon patella (T2) = reaksi bagian bawah *figure of eight* (T2') + berat patella proksimal (P2). (dari : Result of Tension Band Wiring for the Treatment of Patellar Fractures, In : Musculoskeletal Trauma and Bone Tumours. Ed, by Sapardan S. The Indonesian Orthopaedic Association, Jakarta, 1987. p : 267)36

Gambar 2. 14. Histologi dari : A. Pembentukan jaringan ikat, B. Jaringan tulang rawan, C. Jaringan tulang kanselous, D. Osifikasi intramembran, E. Osifikasi endokondral. (Fiore, M.S.H., Atlas of Human Histology. Lea and Febiger Publications, Philadelphia, 1985)41-43

Gambar 2. 15 : Mikroskopik *Callus* yang digambarkan sebagai jaringan putih (kotak) diantara jaringan tulang (merah) pada *Bone Healing* (Nelson, 2000)

.....44



DAFTAR SKEMA DAN TABEL

Skema 2.1. Pengaruh <i>OFF</i> pada <i>NF-κB</i> yang dipengaruhi oleh adanya <i>TNF-α</i> . (Kazutoshi, 2001)	21
Skema 2. 2. Skema Efek <i>Bending Load</i> Pada Tulang Korteks dan Jalur Transduksi (Duncan and Turner, 1994)	22
Skema 2. 3. Proses <i>remodeling</i> tulang yang terjadi secara seimbang (Baylink, 1999)	25
Skema 2. 4. Skema Penyembuhan Fraktur Tulang	26
Skema 2. 5. Skema Pengaruh Gerakan Pada Proses Penyembuhan Tulang	28
Skema 2. 6. Macam – Macam Bending. (dari : Basic Biomechanics. In : Diagnosis of Bone and Joint Disorders. 3 rd ed. Vol. 2. W. B. Saunders Company. Philadelphia, 1995. p : 791 – 803.)	33
Skema 2. 7. Kurva Beban – Deformasi. (dari : Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System, 2 nd ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 1980, p : 3 – 27.)	34
Skema 3. 1. Kerangka Konseptual	47
Skema 4. 1. Rancangan Penelitian	48
Tabel 2. 1. Beberapa sitokin yang mengatur osteoblast dan osteoklast	34

Tabel 5. 1. Data berat kelinci, diameter patella, dan luas preparat kelompok perlakuan57


Tabel 5. 2. Data berat kelinci, diameter patella, dan luas preparat kelompok kontrol57

Tabel 5. 3. Data persentasi luas proses radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan jaringan ikat kelompok perlakuan58

Tabel 5. 4. Data persentasi luas proses radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan jaringan ikat kelompok kontrol58



DAFTAR SINGKATAN



AO	: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMP-6	: Bone Morphogenic Protein – 6
DNA	: Deoxy Ribonucleic Acid
GF	: Growth Factor
hGH	: human Growth Hormon
ICAM-1	: Intra Celluler Adhesion Molecule-1
IGF-1	: Insulin Like Growth Factor-1
ihh	: Indian Hedgehog
IKK	: IκB Kinase
IL-1/6	: Interleukin-1/6
K - wire	: Kirshner wire
MCSF	: Macrophag Colony Stimulating Factor
NF-κB	: Transcription Factor
NSAID	: Non Steroid Anti Inflammation Drug
OFF	: Oscillating Fluid Flow
ORIF	: Open Reduction and Internal Fixation
PDGF	: Platelet Derived Growth Factor
PGE-2	: Prostaglandin E-2
PWB	: Partial Weight Bearing
PTH	: Para Thyroid Hormon
TBW	: Tension Band Wiring
TGF β	: Transforming Growth Hormon β
TNF α	: Tumor Necrosing Factor α
REACTS	: Repetitive Axial Compression Tension Stabilization
1,25(OH)2D3	: 1,25 Dihidro Vitamin D3 (Vitamin D3 aktif)

DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran 1. Perhitungan Dosis Obat Hewan Coba
- Lampiran 2. Pembuatan Sediaan Histologi Tulang
- Lampiran 3. Rincian Dana Penelitian
- Lampiran 4. Gambar Tindakan Operasi *Tension Band Wiring Patella*
- Lampiran 5. Gambar Proses Penelitian
- Lampiran 6. Hasil Penghitungan Statistik



BAB 1

PENDAHULUAN

1. 1. LATAR BELAKANG MASALAH

Terapi *Tension Band Wiring (TBW)* telah banyak digunakan pada terapi fraktur patella. Pada fraktur patella transversal, terapi ini sering memberikan hasil yang kurang memuaskan pada fungsi pergerakan sendi lutut dalam jangka panjang. Penggunaan *Kirschner wire (K-wire)* pada tindakan *TBW* dapat memfiksasi antar fragmen dari gerakan translasi kadang digunakan pada terapi fraktur tersebut, namun sampai saat ini efek penggunaan *K-wire* terhadap penyembuhan fraktur patella masih belum jelas.

Insidens fraktur patella 1 % dari seluruh cedera musculoskeletal, tersering pada usia produktif (20-50 tahun). Fraktur patella tipe transversal merupakan 50-80% dari seluruh fraktur patella. Tujuan utama dari terapi fraktur patella adalah mengembalikan fungsi ekstensor sendi lutut. Komplikasi tersering dari penanganan fraktur ini adalah timbulnya osteoarthritis sekunder (56,4%) yang disebabkan permukaan artikulasi yang tidak rata karena proses penyembuhan tulang yang tidak sempurna. Pada terapi fraktur patella transversal umumnya digunakan *TBW* dengan *wire* secara *figure of eight*, seperti yang pertama kali diperkenalkan oleh Pauwel (1900). Modifikasi dengan penggunaan *cannulated screw* secara paralel oleh Berg



(1997) atau *nail* oleh Gehr (2001) terbukti dapat mereposisi secara anatomis dengan lebih baik, tetapi lebih mahal. Dengan prinsip yang sama, penggunaan 2 buah *K-wire* secara longitudinal oleh Anderson bertujuan sebagai tambahan fiksasi antar fragmen pada terapi fraktur tersebut, yang pada mulanya digunakan untuk fraktur yang lebih kominutif. Penggunaan *K-wire* ini diharapkan dapat memperkuat fiksasi antar fragmen terhadap gerakan translasi yang dapat berguna pada proses penyembuhan fraktur tulang patella.

Sampai saat ini, penggunaan *K-wire* untuk fiksasi gerakan translasi belum banyak digunakan pada penanganan fraktur patella tipe transversal. Terapi fraktur ini umumnya dengan *TBW* menggunakan *snare-wire* ukuran 1.2. membentuk *figure of eight*. Penggunaan dua *K-wire* ukuran 1.8.-2.0. secara longitudinal-paralel hanya diindikasikan untuk fraktur patella yang lebih kominutif. Dibanyak negara maju, tindakan *TBW* ini telah banyak mengalami modifikasi untuk menambah stabilitasnya, seperti dengan penggunaan *cannulated screw* oleh Berg (1997), atau *nail* oleh Gehr (2001), sehingga perlu dipertimbangkan tambahan penggunaan *K-wire* pada terapi *TBW* fraktur patella transversal, yang berguna untuk fiksasi gerakan translasi, dengan biaya yang lebih terjangkau.

Bentukan kalus yang terjadi merupakan gambaran stabilitas terhadap pergerakan antar fragmen. Tingkat stabilitas terhadap gaya translasi (*translational force*) tidak bisa ditolerir oleh ujung-ujung fragmen tulang, tetapi gerakan kompresi dan distraksi dalam batas *strain* tertentu justru mempunyai peran penting dalam proses penyembuhan tulang.

Fiksasi gerakan translasi pada proses penyembuhan tulang diharapkan dapat meningkatkan proses penyembuhan patah tulang, yang sangat dipengaruhi oleh faktor mekanik. Dalam pembuktian manfaat dari fiksasi gerakan translasi antar fragmen tersebut, dilakukan penelitian pada hewan coba kelinci yang dibuat fraktur patella transversal, kemudian dilakukan tindakan *TBW* dengan dan tanpa fiksasi *K-wire*. Setelah 14 hari, kalus yang terbentuk dievaluasi perbedaan proses penyembuhan tulang yang terjadi. Pemilihan penggunaan hewan coba pada penelitian ini didasarkan pada kasus yang sangat bervariasi pada manusia, sehingga dapat menimbulkan bias pada evaluasinya. Pada mekanobiologi dijelaskan faktor mekanik terhadap penyembuhan tulang, dimana sinyal mekanik diubah menjadi sinyal kimiawi yang bekerja pada diferensiasi sel mesenkim yang meningkatkan proses penyembuhan patah tulang melalui proses osifikasi endokondral, kondrogenesis, dan pembentukan jaringan ikat. Evaluasi proses penyembuhan tulang dapat dilakukan dengan pemeriksaan secara histologis kalus yang terbentuk setelah 14 hari, kemudian diklasifikasikan menurut 4 tahap penyembuhan patah tulang secara histologis (Joyce,1990).

1. 2. RUMUSAN MASALAH

Apa peran fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* pada osteosintesis *TBW* terhadap proses penyembuhan fraktur tulang patella transversal dalam tahap kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan pembentukan jaringan ikat?

1. 3. TUJUAN PENELITIAN

1. 3. 1. Tujuan Umum : Membuktikan pengaruh fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* terhadap proses penyembuhan fraktur patella transversal kelinci dengan osteosintesis *TBW*

1. 3. 2. Tujuan Khusus : 1. 3. 2. 1. Membuktikan pengaruh fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* terhadap penurunan kondrogenesis pada proses penyembuhan fraktur patella transversal kelinci dengan osteosintesis *TBW*

1. 3. 2. 2. Membuktikan pengaruh fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* terhadap peningkatan osifikasi endokondral pada proses penyembuhan fraktur patella transversal kelinci dengan osteosintesis *TBW*

1. 3. 2. 3. Membuktikan pengaruh fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* terhadap penurunan pembentukan jaringan ikat pada proses penyembuhan

**fraktur patella transversal kelinci dengan
osteosintesis *TBW***

1. 4. MANFAAT PENELITIAN

1. 4. 1. Manfaat Teoritik

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberi sumbangan ilmiah di bidang mekanobiologi tentang pengaruh gerakan translasi terhadap proses penyembuhan tulang.

1. 4. 2. Manfaat Praktis

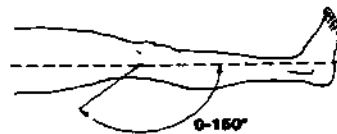
Dengan penelitian ini dapat dibuktikan adanya pengaruh dari fiksasi gerakan translasi antar fragmen fraktur patella transversal, dengan menggunakan *K-wire* sebagai fiksasi gerakan translasi pada osteosintesis *TBW* fraktur patella transversal.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2. 1. ANATOMI DAN BIOMEKANIKA SENDI LUTUT

Sendi lutut tersusun atas patella, femur distal, tibia – fibula, serta struktur jaringan lunak seperti ligamen dan tendon. Pada patella terdapat insersi dari otot *quadriceps* pada tepi atas, dan tendon patella pada tepi bawah ke tuberositas tibia. Vaskularisasi patella berasal dari 2 sumber utama, yaitu : *ring* anastomose anterior dari arteri genikulatum dan inferior dari *fat pad*. Sebagai tulang sesamoid terbesar, patella mempunyai peran sebagai katrol (*pulley*) yang merubah arah tarikan otot quadriceps untuk ekstensi tungkai, dengan meningkatkan *momen arm* quadriceps terutama saat lutut mendekati ekstensi. Tanpa patella, *quadriceps* kehilangan 30 % dari keuntungan mekanis kurang – lebih 45⁰ dari gerakan fleksi, dan *muscle tension* yang diperlukan untuk ekstensi tungkai bawah melawan gravitasi meningkat 15-20%. Pergerakan utama dari sendi lutut adalah ekstensi – fleksi karena kerja dari *quadriceps* – *hamstring*. Dalam keadaan normal, lutut dapat melakukan gerakan dengan rentang 0 – 150⁰. (Ostrum, 1994)



Gambar 2. 1. Rentang Normal Gerakan Lutut. (dari : The Knee, In : Apley's System of Orthopaedics and Fractures, 7th ed. Butterworth-Heinemann Ltd. 1993, p : 434.)

Selain melakukan fungsi utama fleksi – ekstensi, pada lutut posisi fleksi terdapat juga gerakan rotasi medial dan lateral. Meniskus medial dan lateral berfungsi mendistribusikan gaya dengan memperluas daerah kontak. Stabilitas utama dari sendi lutut karena otot quadriceps, juga retinakulum dan tendon patella. (Philip, 2000)

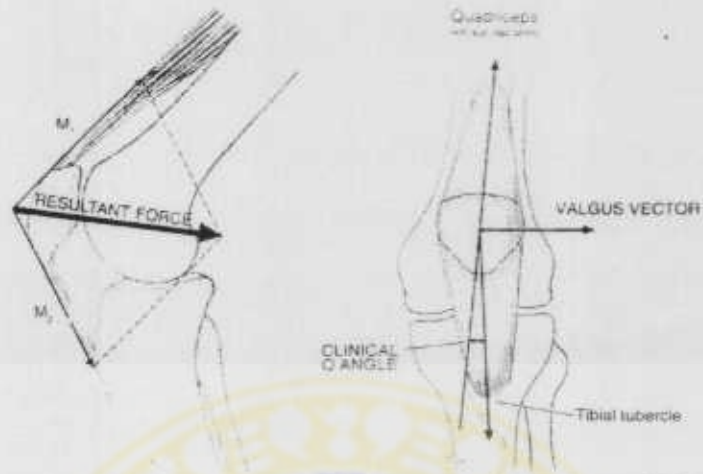


Gambar 2. 2. Stabilitas Lutut, oleh otot quadriceps. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 382)

Biomekanika sendi lutut dapat digambarkan sebagai 2 dimensi, dari otot quadriceps (M1), dan tendon patella (M2). Pada sisi koronal, sudut dari quadriceps dan tendon patella disebut *Q angle*.

Pada posisi ekstensi penuh, patella berada pada proksimal dari *troklea* femur, semakin fleksi, tekanan pada sisi dalam patella bergerak dari bagian distal ke proksimal. Tekanan tersebut semakin fleksi, peranan dari *quadriceps* semakin besar. Saat berdiri dengan lutut sedikit fleksi, seperti waktu menaiki anak tangga, *static load* meningkat 3 – 5 kali. Gaya pada lutut merupakan resultan dari gaya

tarikan otot quadriceps pada tendon, beban pada *tibial plateau*, dan tekanan dari lantai pada kaki. (Dye, 1994)



Gambar 2. 3. Biomekanika Sendi Lutut. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 383)



Gambar 2. 4. Skema Gaya Pada Lutut. (dari : Functional Anatomy and Biomechanics of The Patello-Femoral Joint. In : The Knee. Mosby. Ed. By Scott W. N. Missouri, 1994. p : 381-8)

2. 2. FRAKTUR PATELLA DAN PRINSIP TERAPI

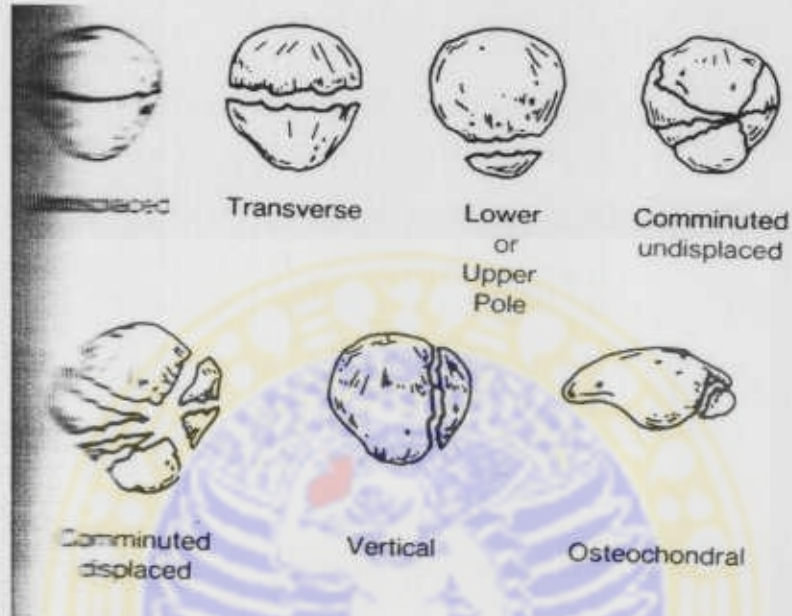
Sendi lutut merupakan salah satu sendi yang sering mengalami cedera. Patella berperan penting pada fungsi lutut, sehingga sedapat mungkin harus diselamatkan. Fraktur patella dapat terjadi oleh karena cedera langsung maupun tidak langsung. Cedera tidak langsung merupakan penyebab tersering, oleh karena kontraksi otot yang menyebabkan distraksi fragmen fraktur yang menimbulkan fraktur transversal, sedangkan cedera langsung adalah cedera yang langsung mengenai patella. Fraktur patella merupakan 1 % dari cedera musculoskeletal. Tersering pada usia 20 – 50 tahun. (Wijaya, 1987, Daniel, 2000)

Di Surabaya selama empat tahun (Juli 1993 – Juni 1997), ditemukan 2970 kasus orthopaedi karena kecelakaan, yang mengenai ekstremitas bawah 1442 kasus (48.5%), 197 kasus (14%) mengalami trauma lutut, sedangkan 57 kasus (29%) diantaranya dengan fraktur patella. Fraktur patella transversal didapatkan pada 70% penderita. Laki- laki lebih banyak 5 kali (84%) dari wanita (16%). 152 kasus (81.3%) pada usia produktif (20–50 tahun). 84% trauma lutut disebabkan oleh kecelakaan lalu lintas, dan 72% diantaranya adalah pengendara sepeda motor. Dari 57 kasus dengan fraktur patella, 13 kasus diantaranya (23%) dilakukan imobilisasi dengan *cocker cast*. 40 kasus (70%) dilakukan operasi pemasangan *TBW*, sedangkan sisanya dilakukan tindakan lain. (Utomo, 1994)

Fraktur patella dapat diklasifikasikan sebagai berikut (Johnson, 1991):

- a. *Undisplaced* (separasi antar fragmen < 2 – 3 mm)
- b. *Transverse* (50 – 80 %, tersering ditengah dan 1/3 bawah)

- c. *Lower / Upper pole*
- d. *Cominmutive, displaced / undisplaced* (30–50%, kedua tersering)
- e. *Vertikal / Marginal*
- f. *Osteochondral*, biasanya pada dislokasi patella



Gambar 2. 5. Klasifikasi Fraktur Patella. (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1765)

Diagnosis didapat melalui proses anamnesis, pemeriksaan fisik pada fungsi ekstensi sendi lutut, dan pemeriksaan X-ray (AP, Lateral, Skyline view). (Bray, 1993)

Tujuan utama terapi fraktur patella adalah : (Scheinberg, 1994)

1. Pemulihan gerakan penuh dan aktif dari lutut
2. Perbaikan mekanisme ekstensor
3. Reposisi anatomis dari permukaan artikulasi patella

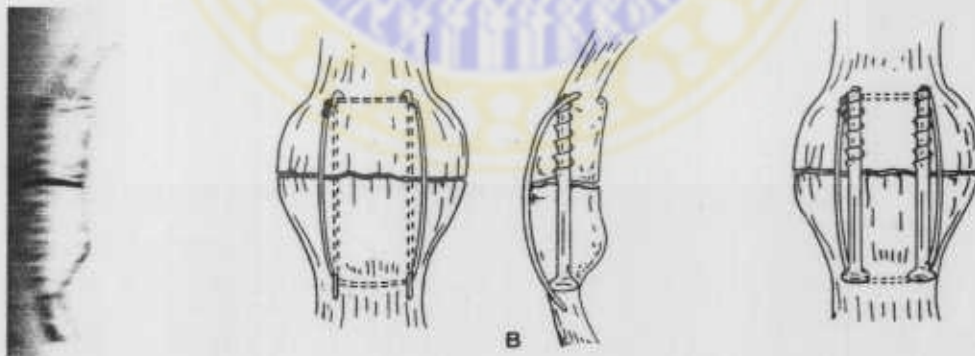
Sampai saat ini, tidak ada kesepakatan tentang penanganan fraktur patella. Pada tahun 1870, terapi fraktur patella secara konservatif berupa *splint* posisi ekstensi. Terapi ini memerlukan imobilisasi yang lama dan sering menimbulkan kontraktur, non-union, yang mengakibatkan disabilitas. Fraktur yang *displaced* dicoba dilakukan reposisi terbuka tahun 1877 oleh Cameron, Lister, dan Payr dengan menggunakan *wire*, kemudian Pauwel menggunakan prinsip *tension band*. Reposisi terbuka ini semakin populer setelah tahun 1900, karena kemajuan teknik bedah aseptik. (Johnson, 1991)

Secara umum, terapi fraktur patella dapat dibagi menjadi : (Salter, 1993)

- a. *Conservatif*, pada fraktur *undisplaced* (< 2 – 3 mm) dengan mekanisme ekstensor yang masih baik. Dengan silinder / *kocher cast* 4 – 6 minggu, kalau perlu aspirasi hemartrosis
- b. *Partial / Total pateleectomy* pada fraktur yang sangat kominutif
- c. *Open Reduction and Internal Fixation*, misalnya *TBW*

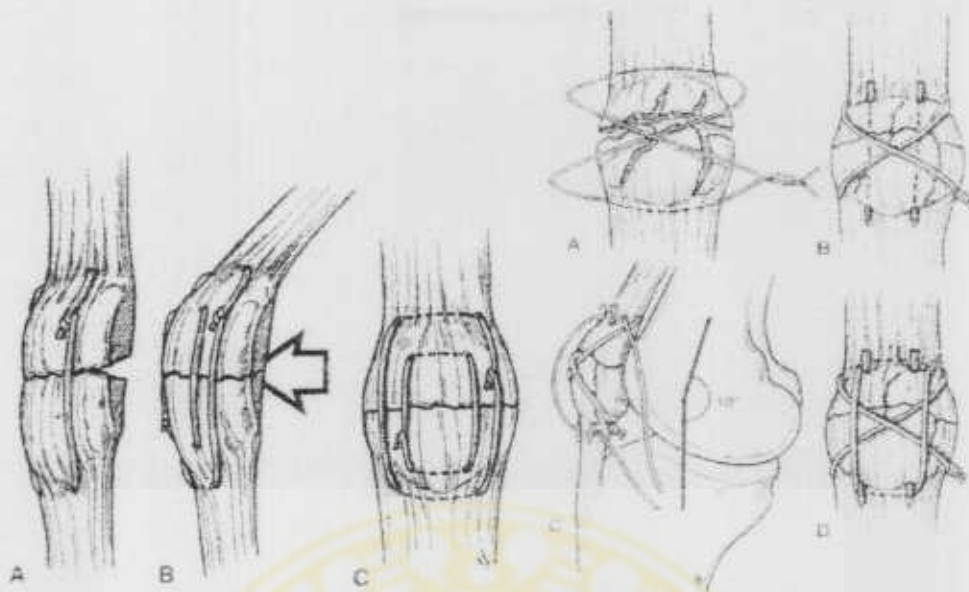
Untuk fraktur patella transversal, digunakan prinsip *tension band wiring* dengan menggunakan *snaar wire* 1.2, dikaitkan pada pole atas dan bawah. *Sirkulase wiring* (pertama digunakan oleh Berger 1892) dengan segala modifikasinya banyak dianjurkan AO group. Schauwecker menggunakan teknik yang sama, hanya dibuat dalam bentuk *figure of eight* pada permukaan anterior yang mempunyai keuntungan kekuatan tarikan seimbang sisi medial - lateral. Teknik ini mempunyai fungsi kompresi yang baik pada posisi fleksi, sedangkan pada posisi ekstensi dapat dimungkinkan timbul gerakan translasi. Kombinasi *sirkulase* dengan

K-wire 1.8 – 2.0 secara longitudinal oleh Anderson atau *lag-screw* kanselous 4 mm oleh Berg (1997) dan De Palma banyak digunakan terutama untuk fraktur yang lebih kominutif. Weber dan Levack mengemukakan, kombinasi dari *tension band* dan 2 pin vertikal paralel (*modified tension band*) menghasilkan fiksasi lebih stabil pada fleksi 0-90⁰ daripada penggunaan *tension band wiring* atau *circumferential wiring* saja. Sebaliknya Curtis mengatakan bahwa *modified tension band* memberikan *displacement* yang lebih besar pada beban yang lebih tinggi. *K-wire* ditujukan sebagai anti rotasi, sedangkan *lag-screw* ditujukan untuk menambah kompresi antar fragmen. Sistem *tension band wiring* yang dipasang eksentrik ventral dimodifikasi oleh Gehr (2001) dengan *nail* di posisi sentral, menjamin kompresi konstan dari seluruh permukaan fragmen, memberikan hasil yang lebih baik. Berg (1997) melakukan penelitian dengan *TBW* ditambah *cannulated screw* paralel memberikan kemampuan reposisi anatomi yang lebih baik, terutama pada tulang yang osteoporotik, dan komplikasi iritasi terhadap *implant* yang lebih sedikit. (Azharuddin, 1993, Berg, 1997, Kathryn, 1997, Gehr, 2001)



Gambar 2. 6. Teknik Sirkulase dengan *K-wire* atau *Screw*. (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1767)





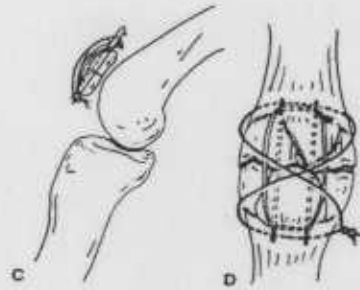
Gambar 2. 7. *Tension Band Wiring* dan Penggunaan *K-wire*. (dari : *Fractures of The Patella*, In : *The Knee*. Mosby. Ed by Scott W. N. Missouri, 1994. p : 1397)

K-wire pertama kali digunakan oleh Tennent (1824) di Denver, yang terbuat dari monofilament stainless steel wire, mempunyai sifat relative mudah dipasang dan tersedia dalam berbagai ukuran diameter.

Keuntungan dari *Tension Band wiring* adalah (Wijaya, 1987) :

- a. Mobilisasi dan fisioterapi dapat dilakukan dengan segera
- b. Tidak memerlukan imobilisasi dengan *cast* setelah operasi
- c. Waktu tinggal di rumah sakit lebih pendek
- d. Bahan *wire* yang digunakan relatif murah
- e. Mengurangi komplikasi trombo-embolik

Untuk fraktur kominutif berat, dapat dilakukan kombinasi dari *tension band wiring*, sirkulase, dan *K-wire*.



Gambar 2. 8. Kombinasi Kedua Teknik Diatas. (dari : Fractures of The Patella, In : Rockwood and Green's, Fractures in Adults, 3rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, 1991. p : 1772)

Semua teknik diatas dilakukan melalui irisan vertikal *midline*, yang disertai dengan penjahitan ekstensor retinakulum bila ditemukan cedera. Post-operatif dipasang *elastic-bandage*, kemudian gerakan aktif dapat segera dilakukan setelah operasi. Rehabilitasi dengan *Partial Weight Bearing* (PWB) dan latihan *quadriceps isometric*. (Johnson, 1991, Scheinberg, 1994)

Pada penelitian oleh Wijaya, dkk tahun 1980–85 di RS Cipto Mangunkusumo, Jakarta pada 98 kasus fraktur patella yang diterapi dengan *TBW*, 30.6% kasus memberikan hasil yang sangat baik, 40.8% baik, 16.3% cukup, dan 12.3% jelek. Pada 68 kasus diantaranya (69.4%) merupakan fraktur patella transversal, memberikan hasil 44% baik, 51.5% cukup, dan 4.4% jelek. (Wijaya, 1987, Johnson, 1991)

Komplikasi yang dapat timbul adalah (Bray, 1993, Philip, 2000):

- a. Separasi, didapatkan pada 7–10% kasus yang diterapi konservatif maupun operatif
- b. Refraktur pada 1–5% kasus

- c. Gejala Osteo-Arthritis kronis, merupakan komplikasi yang paling sering, disebabkan oleh reposisi yang tidak tepat, mencapai 56.4%, menyebabkan kerusakan tulang rawan sendi, tampak secara radiologis pada 10–30 tahun setelah fraktur, terapi dengan NSAID
- d. *Fibrous non-union* pada 2.4–4.8% kasus, umumnya bergejala ringan yang dapat ditoleransi penderita, karena mekanisme ekstensor yang masih intact. Hal ini disebabkan oleh vaskularisasi utama patella masuk melalui *pole* bawah patella
- e. Nyeri karena iritasi *K-wire* atau *screw*, yang dapat dilepas setelah union
- f. *Avascular necrosis*, yang terjadi pada 25 %fraktur pada ½ superior
- g. *Loss of Reduction*, pada 0–20%, karena penggunaan implant atau teknik yang tidak tepat. (Kathryn,1997)

Kebanyakan peneliti melaporkan hasil yang baik pada 70–80% dari tindakan reposisi terbuka dan fiksasi interna yang dilakukan (Scheinberg, 1994), sedangkan penelitian oleh Smith tahun 1997 pada terapi *TBW* patella memberikan komplikasi 22 % *displaced* ≥ 2 mm post-operatif (Smith, 1997).

2. 3. PENYEMBUHAN TULANG DAN PENGARUH FIKSASI

Terdapat dua jenis tulang secara mikroskopik, yaitu : tulang kompakta / kortikal dengan sistem *havers* didalamnya, dan tulang spongiosa / kanselous tanpa sistem *havers*. Tulang spongiosa mempunyai densitas yang lebih rendah, modulus

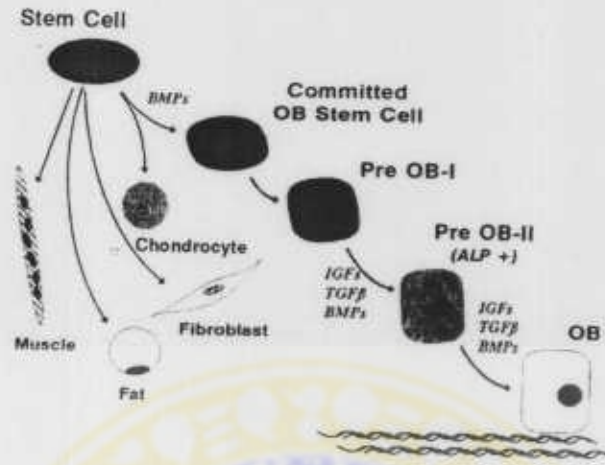
elastisitas lebih kecil, dan mengalami pertukaran resorpsi-deposisi lebih cepat, tersusun atas trabekula yang dihubungkan oleh lamella yang tersusun sejajar. Matriks tulang tersusun dari air (10%), matriks organik (20%) , terutama kolagen, dan proteoglikan, dan anorganik untuk menahan beban tekanan. Kolagen terutama tipe 1 berguna untuk menahan regangan (*tensile strength*), tersusun lurus memanjang membentuk serabut kolagen. Diantara ujung molekul terdapat celah (*hole zones*) sebagai pori – pori tempat kalsifikasi. Sedangkan proteoglikan berperan menahan tekanan kompresi.

Pembentukan tulang terjadi melalui sel mesenkim yang mempunyai kapasitas berproliferasi dan berdiferensiasi menjadi proosteoblas (mempunyai kapasitas berproliferasi), kemudian osteoblas (tidak berproliferasi, tapi berperan pada kalsifikasi). Fungsi utama osteoblas adalah :

- a. Produksi mukopolisakarida – protein (protein structural seperti kolagen tipe 1 dan protein regulator seperti *growth factor*), alkali fosfatase, osteokalsin, BMP dan membentuk osteoid (matriks tulang sebelum mineralisasi). Osteoblas mensintesis matriks tulang dibawah pengaruh TGF- β , IGF dan BMP, sedangkan pembentukan kolagen tipe 1 melalui gen COLIA 1 terletak pada kromosom 17 dan COLIA 2 pada kromosom 7.
- b. Partisipasi dalam mineralisasi (melalui perubahan elektrolit ekstraseluler)

Osteokalsin diproduksi oleh osteoblas, penyusun 10–20% protein tulang, merupakan protein non kolagen terbanyak, berfungsi pada *remodeling* tulang dan

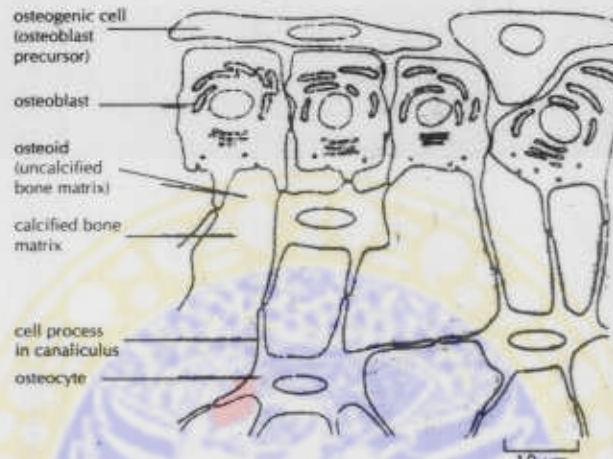
menghambat pembentukan matriks tulang tanpa mempengaruhi resorpsi dan mineralisasi. Osteokalsin adalah produk spesifik, tidak diproduksi jaringan lain.



Gambar 2. 9. Proses terbentuknya sel osteoblas dari stem sel atau mesenkim dan peran dari sitokin (Baylink, 1999)

Sel osteosit berasal dari sel osteoblas yang terperangkap di dalam matriks tulang, yang lebih lanjut berfungsi sebagai penerima signal, berupa meningkat atau menurunnya stress mekanik yang terjadi pada tulang, yang selanjutnya osteosit yang sensitif terhadap tekanan mengeluarkan suatu pesan kimia (*chemical messages*) berupa IGF-1 kepada sel permukaan (*resting osteoblas*) menjadi aktif, yang lebih lanjut akan mengeluarkan faktor pertumbuhan atau sitokin yang mempunyai efek meningkatkan atau menurunkan massa tulang melalui proses pembentukan atau penyerapan tulang. (Baylink, 1999). Tekanan mekanik akan merangsang osteosit meningkatkan kadar cAMP, IGF-1 dan osteokalsin, tekanan mekanik menimbulkan ekspresi dari *immediate early genes* seperti ; c-fos, COX2 mRNA (Kawata, 1998). Tekanan mekanik akan merangsang proliferasi osteoblas dan peningkatan sintesa matriks ekstraselular, dibuktikan dengan peningkatan

hidroksiprolin, TGF- β serta kadar osteokalsin. Dodd (1999) dalam penelitiannya membuktikan bahwa peran osteosit sebagai jalur mekanotransduksi melalui hipoksia osteosit. Karena letaknya yang terperangkap dalam matriks tulang yang jauh dari aliran darah, maka vaskularisasi osteosit didapat dari proses difusi jaringan karena proses pembebanan mekanis. (Lammens, 1998, Dodd, 1999)



Gambar 2.10. Sel Osteosit, merupakan sel osteoblas yang terperangkap dalam matriks tulang (Albert, 1989)

Huiskes (2000) mengemukakan teori pengaruh mekanik terhadap sel pembentuk tulang, terjadi karena rangsangan terhadap osteoblas melalui pengaruh osteosit. Tekanan mekanik akan merubah perilaku sel tulang melalui pengaruh timbal balik antara proses didalam sel dengan tekanan mekanik. Tekanan mekanik mempengaruhi osteosit yang sensitif terhadap beban melalui pengeluaran mediator. *Insulin Growth Factor-1 (IGF-1)* merupakan mediator yang dikeluarkan osteosit karena pengaruh tekanan mekanik, IGF-1 mempengaruhi reseptor membran sel melalui : *ligand binding*, aktivasi reseptor protein kinase, autofosforilasi reseptor tirosin, perubahan transkripsi gen (*c-myc* dan *c-fos*), peningkatan reseptor ion, endositosis kompleks ligand-reseptor, aktivasi /inhibisi enzim intraseluler,

fosforilasi reseptor serin dan treonin, perubahan sintesis RNA, DNA, protein dan lipid, penurunan reseptor, dan proliferasi sel (Hauschka, 1992)

Sel mesenkim dapat mendeteksi peregangan (*strain*) jaringan secara langsung, melalui perubahan bentuk sel, atau tidak langsung, melalui perubahan dari matriks yang disebabkan oleh perubahan jaringan sekitar. Peregangan atau penekanan dari sel mesenkim merubah arah elemen sitoskeletal, bentuk sel, termasuk ekspresi gen dan sintesa matriks serta prostaglandin. Perubahan dari matriks dapat merubah organisasi makro-molekul, aliran cairan, perubahan tekanan, dan muatan listrik. Rangsangan pada sistem mekanotransduksi berupa sinyal biofisikal, yang dapat sebagai : potensial elektrik dan transduksi bahan matriks secara langsung, seperti *shear stress*. (Buckwalter,1999, Kazutoshi, 2001)

Penyembuhan fraktur pada semua tahap banyak dipengaruhi oleh gerakan antar fragmen. Pada fiksasi fraktur, masih didapatkan pergerakan antar fragmen yang berpengaruh pada proses penyembuhannya. Pada awal proses penyembuhan, pergerakan dapat timbul karena terdapat jaringan granulasi / *fibrocartilage kallus* antar fragmen. Dengan berjalannya proses penyembuhan, pergerakannya menjadi semakin minimal, karena terjadi perubahan kalus osteogenik. Bila terdapat mobilitas yang berlebihan antar fragmen, *gap* yang timbul menyebabkan kegagalan perubahan menjadi kalus osteogenik. Pada suatu penelitian pada tulang tibia tikus (Le, 2001) diketahui bahwa stabilisasi mempengaruhi diferensiasi sel mesenkim. Fraktur yang tidak distabilisasi terdapat ekspresi *Indian hedgehog* (IHH) lebih dini. IHH ini bersama dengan BMP 6 dan faktor transkripsi GLI 3 mengatur maturasi

kondrosit dan fibrosit, sehingga stabilisasi fraktur dapat menurunkan proses kartilagenous pada penyembuhan tulang, dan dapat mencegah pembentukan jaringan ikat diantaranya. Sebaliknya adanya *micro-motion* dapat menyebabkan terbentuknya kalus jaringan ikat karena *fibrocartilagenous union*. Stabilisasi antar fragmen merangsang pembentukan *growth factor*, terutama BMP 2, 4, dan 7 yang merangsang aktivasi osteoblas dalam pembentukan matriks tulang. yang timbul lagi pada proses penyembuhan tulang. IHH terdapat pada kondrosit matur, berperan penting pada maturasi tulang rawan janin, dengan sasaran utama pada BMP 6 dan faktor transkripsi GLI 3. Keduanya banyak di ekspresikan pada kondrosit yang mengalami hipertropi. BMP 6, suatu protein dengan berat 57kD, pada kromosom 6p24, banyak didapatkan pada kondrosit janin, meningkat oleh rangsangan esterogen pada jaringan tulang dan tulang rawan. GLI 3 merupakan faktor transkripsi dengan posisi gene pada kromosom 7p13, yang berperan pada perkembangan kraniofasial dan ekstremitas. Pada defisiensi GLI 3 dapat menyebabkan *Greig Cephalopolysyndactyly Syndrome* (pertama ditemukan pada 1997), suatu kelainan autosomal dominan. Ketiga faktor tersebut berperan penting pada pembentukan tulang endokondral janin. (Iwasaki, 1998, Miclau, 1999, Le, 2001).

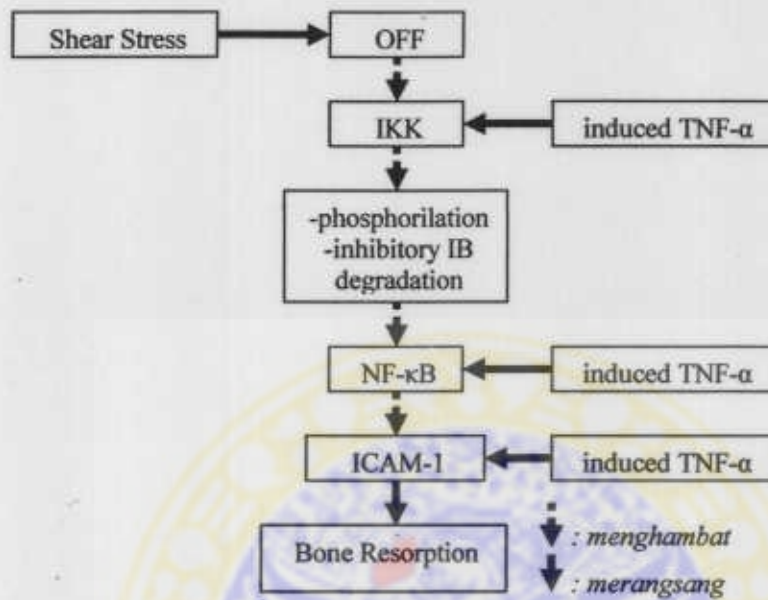
Pada tingkat seluler, tekanan mekanik merangsang osteosit memproduksi IGF 1 dan osteokalsin. IGF 1 akan merangsang aktivasi, proliferasi, diferensiasi dan aposisi osteoblas yang berasal dari stem sel sumsum tulang dan sel progenitor jaringan sekitar, serta merangsang osteoblas membentuk kolagen dan mensintesa matriks. Sel osteoblas kemudian mensintesa matriks ekstraselular tulang, sebagian

besar kolagen tipe 1, dibawah pengaruh TGF β . Aktifasi ditandai dengan peningkatan alkali fosfatase dari osteoblas. TGF β merupakan faktor pertumbuhan yang terbanyak ditemukan pada matriks tulang, diproduksi saat resorpsi tulang, berfungsi mengaktifasi osteoblast mensintesa kolagen, aposisi tulang, dan menghambat diferensiasi osteoklast. BMP merupakan anggota dari TGF β berfungsi merangsang sel progenitor menjadi osteoblas dan kondroblas, dilepas di daerah cedera.

Burger (2000) menyatakan bahwa *fluid flow (shear stress)* meningkatkan sinyal biofisik, *shear stress* meningkatkan *chemo-transport* mengakibatkan peningkatan kalsium intraseluler. Transmisi sinyal ke sitoskeleton melalui interaksi integrin-ligan, mempengaruhi organisasi sel dan transkripsi gen (Lacouture, 2000). Pemberian tekanan mekanik dengan interval akan meningkatkan respons osteogenik (Robling, 2000). Hal ini menunjukkan bahwa pengaruh mekanik secara nyata mempengaruhi diferensiasi jaringan dalam melakukan reparasi.

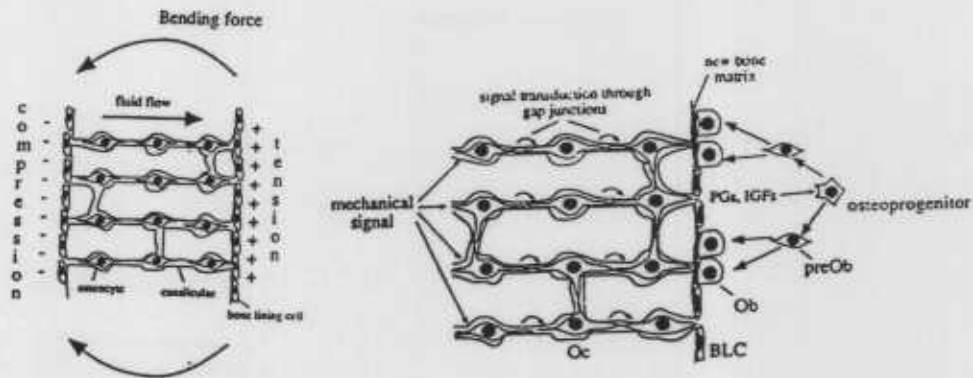
Kazutoshi (2001) pada penelitiannya menunjukkan bahwa *shear stress* dapat menghambat aktivasi NF- κ B, suatu faktor transkripsi pada target gen osteoblas, yang berperan penting pada sintesa protein, sehingga dapat dapat mengganggu proses osteogenesis. Efek ini sangat dipengaruhi oleh durasi paparan. *Shear stress* dalam penelitian ini ditunjukkan melalui *Oscillating Fluid Flow (OFF)* yang menyebabkan deformasi matriks tulang memberikan tekanan yang berbeda cairan ekstraselular pada *canalicular network*, dan proses ini *TNF α*

dependent, melalui hambatan pada aktivitas IKK , inhibitory IB, fosforisasi, sampai NF- κ B, dan ICAM-1. (Kazutoshi, 2001)



Skema 2.1. Pengaruh OFF pada NF- κ B yang dipengaruhi oleh adanya TNF- α . (Kazutoshi, 2001)

NF- κ B adalah suatu faktor transkripsi heterodimer p50-p65, merupakan protein pertama yang berikatan dengan spesifik DNA pada gen Ig-G rantai ringan. Faktor ini merupakan bagian dari Rel family yang mengatur berbagai ekspresi gen seperti : respon imun dan inflamasi, sel adhesi, dan kontrol pertumbuhan. Faktor ini cepat diaktivasi oleh rangsangan ekstraselular seperti : infeksi virus, produksi dari bakteri, stress oksidatif, dan stress fisik. (Kazutoshi, 2001)



Skema 2. 2. Skema Efek Bending Load Pada Tulang Korteks dan Jalur Transduksi (Duncan and Turner, 1994)

Mineralisasi tulang adalah pembentukan kalsium fosfat padat dari bentuk larutan kalsium dan fosfat pada matriks organik. Mineral tulang adalah hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), ion karbonat, dan kelompok asam fosfat (HPO_4^-). Proses ini dimulai di *hole zones region* pada serat kolagen. Granula kalsium berasal dari mitokondria osteoblas. Kalsium hidroksi-apatit membuat tulang menjadi keras sehingga mampu menahan tekanan mekanik. Sedangkan Osteoklas, merupakan suatu sel yang berinti banyak, berasal dari monosit, berperan pada resorpsi tulang, melalui resorpsi lacuna dan trabekula.

Dalam proses pembentukan maupun resorpsi tulang, ada beberapa sitokin yang berperan, seperti :

- **Interleukin-1 (IL-1)**

Mempunyai efek poten terhadap proses resorpsi tulang melalui merangsang pertumbuhan osteoklas dan menghambat diferensiasi osteoblas.

- ***Tumor Necrosis Factor (TNF α)***

Disintesa oleh jaringan sekitar tulang, menstimulasi proses resorpsi tulang dengan merangsang proliferasi dan diferensiasi osteoklas. Sitokin ini meningkatkan IL-1 dan MCSF pada osteoblas. TNF menyebabkan destruksi tulang pada myeloma dan berpengaruh pada kehilangan massa tulang osteoporosis dimana osteoblas akan memproduksi TNF karena menurunnya kadar estrogen. (Kurokouchi, 2001)

- ***Interleukin-6 (IL-6)***

Diproduksi sel tulang karena pengaruh hormon osteotropik (PTH, 1,25-dihidroksivitamin D3) dan IL-1, memberikan efek pembentukan osteoklas.

- ***Interleukin-4 (IL-4)***

Menghambat resorpsi tulang dengan menghambat pembentukan sel osteoklas.

- ***Interferon (INF)***

Suatu inhibitor kuat pada penyerapan tulang, dengan menghambat pembentukan osteoklas melalui hambatan pada IL-1 dan TNF.

- ***Bone Morphogenetic Proteins (BMPs)***

Merupakan family dari TGF- β , mampu merangsang terbentuknya tulang melalui terbentuknya jaringan granulasi, kondrogenesis, pembentukan osteoid, kalsifikasi, dan pembentukan tulang endokondral dengan jalan menstimulasi sel osteoprogenitor lokal dan memperbaiki sintesa kolagen, yang berguna pada proses penyembuhan patah tulang.

- ***Transforming Growth Factor- β (TGF- β)***

Berfungsi sebagai osteoinduktif, selain diproduksi sel tulang, juga oleh limpa dan platelet. Merupakan *growth factor* terbanyak pada tulang, dengan efek

stimulator kuat pada pembentukan tulang melalui peningkatan aktifitas dan migrasi osteoblas (kemotaksis) ke tempat terjadinya penyerapan tulang aktif, meningkatkan sintesa kolagen, dan menghambat diferensiasi osteoklas.

- ***Insuline-like Growth Factor (IGF)***

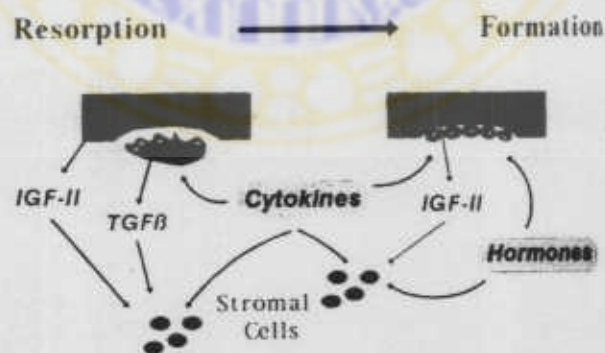
Terbanyak pada tulang adalah IGF-1 dan IGF-2. Mempunyai efek merangsang mitosis, proliferasi dan sintesa matriks tulang oleh osteoblas maupun kondroblas.

- ***Platelet-derived Growth Factor (PDGF)***

Disintesa oleh platelet, makrofag, monosit dan endotel, merangsang mitosis, proliferasi dan diferensiasi sel mesenkim termasuk osteoblas. Efek lain meningkatkan sintesa DNA, replikasi sel, produksi kolagen dan protein non kolagen.

- ***Fibroblast Growth Factor (FGF)***

Suatu stimulator mitogenik yang kuat terhadap osteoblas, dan menyebabkan ekspresi TGF pada fenotip osteoblas.

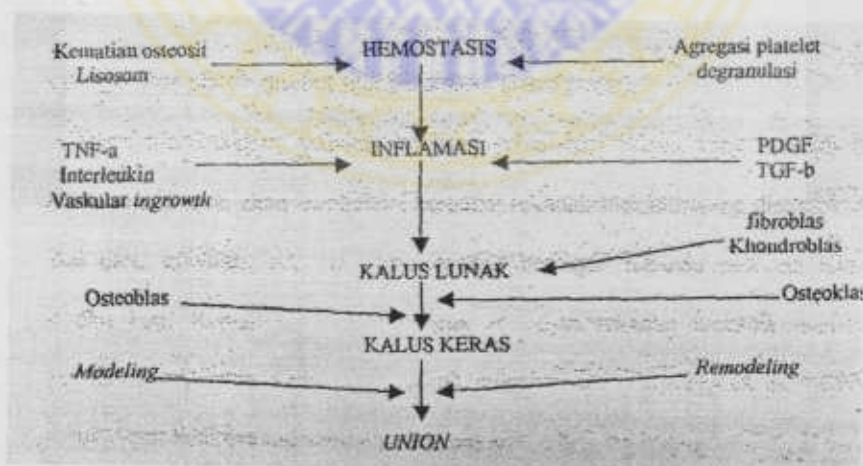


Skema 2. 3. Proses remodeling tulang yang terjadi secara seimbang (Baylink, 1999)

EFFECTS ON OSTEOBLASTS			
GROWTH FACTOR	PROLIFERATION	DIFFERENTIATION	BONE FORMATION
IGFs	↑	↑	↑
TGFβ	↑ or NC	↑	↑
BMPs	↑	↑	↑
FGF	↑	↓	↑
PDGF	↑	↓	↑

EFFECTS ON OSTEOCLASTS				
CYTOKINE	PROLIFERATION	RESORPTIVE ACTIVITY	APOPTOSIS	BONE RESORPTION
Interleukin 1	↑	↑	?	↑
Interleukin 6	↑	↑	?	↑
Interleukin 11	↑	?	?	?
M-CSF	↑	→	↓	↑
TNF	↑	↑	?	↑
Interferon γ	↓	↓	?	↓
TGFβ	↓	↓	↑	?

Tabel 2.1. Beberapa sitokin yang mengatur osteoblas dan osteoklas (Ketut Siki, 2001)



Skema 2. 4. Skema Penyembuhan Fraktur Tulang (Respati, 2001)

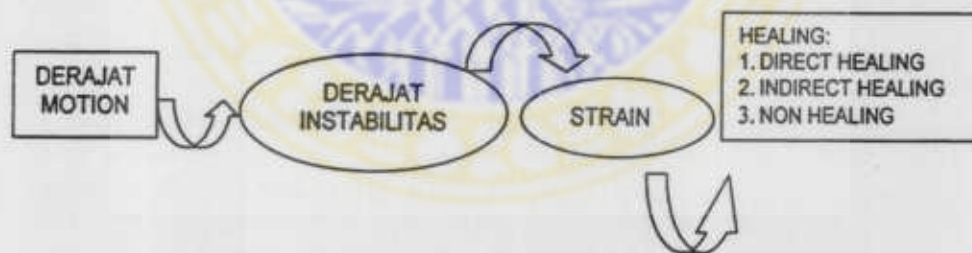


Aktivitas penyerapan dan pembentukan tulang merupakan aktivitas seluler, yang dipengaruhi faktor-faktor sistemik berupa sistem hormonal seperti : hormon estrogen, paratiroid, kalsitonin, kortikosteroid dan 1,25D. Selain faktor hormonal, metabolisme tulang dipengaruhi juga oleh homeostasis Ca (kalsium) dalam serum dan adanya faktor lokal seperti : mediator lokal dan faktor mekanik. Pada proses penyembuhan patah tulang tekanan mekanik ikut mempengaruhi pembentukan kalus. Gangguan mekanik pada proses penyembuhan patah tulang dapat mengakibatkan *delayed* sampai *non union*. (Speissl,1989, Baylink, 1999).

Hukum Wolff menyatakan bahwa pertumbuhan tulang menyesuaikan dengan beban tekanan. Tekanan mekanik merubah keseimbangan resorpsi dan deposisi melalui mekanisme *modelling-remodelling*. Daerah yang mengalami tekanan (cekung) menjadi elektro-negatif yang osteoblastik dengan timbul kalus lebih banyak, sedangkan yang mengalami regangan (cembung) menjadi elektro-positif yang osteoklastik. Kejadian ini menerangkan peranan potensial bioelektrik pada hukum piezoelektrik dalam merangsang pertumbuhan tulang. (Sheldon,1994, Buckwalter,1999). Teori adaptasi oleh Seyle (1946) menyatakan bahwa kemampuan mengatasi stress dapat dibagi dalam fase : alarm, adaptif, dan *exhausted*. Untuk menerangkan pengaruh mekanik terhadap penyembuhan fraktur tulang (mekano-osteogenesis), teori adaptasi ini dapat digunakan untuk menjelaskan. (Dee, 1988).

Mekano – biologi (ilmu yang mempelajari pengaruh mekanik terhadap jaringan biologi / sel melalui tansduksi sinyal) menyatakan bahwa faktor mekanik

mempengaruhi penyembuhan tulang. Sedangkan mekano – transduksi (bagian dari transduksi sinyal sel berupa penghantaran sinyal mekanik berupa menjadi sinyal kimiawi) mempengaruhi aktifitas seluler dan gen osteosit dalam memproduksi protein. Tekanan intermitten terbukti bermanfaat pada osteoblas dan osteoklas untuk mempertahankan keseimbangan remodeling tulang dibanding tekanan terus-menerus, yang menimbulkan pemanasan jaringan dan menghambat aktifitas sel. Gerakan minimal (*micromovement*) tanpa mengganggu kalus telah terbentuk pada stadium pertama ditoleransi. Kalus primer dapat dikatakan tidak dipengaruhi oleh faktor mekanik, sampai terbentuk jembatan kalus external. Bila “jembatan” kalus sudah terbentuk, faktor mekanik dapat merangsang atau menghambat mineralisasi dari kondroosteoid dan differensiasinya menjadi tulang. Gerakan berlebihan pada immobilisasi yang inadkuat, ‘ jembatan ‘ menjadi lebih lunak, banyak didapatkan differensiasi menjadi jaringan tulang rawan dan jaringan ikat (tidak menjadi tulang), yang dapat merusak kontinuitas jaringan (Stephen, 1994).



Skema 2. 5. Skema Pengaruh Gerakan Pada Proses Penyembuhan Tulang (Respati, 2001)

Produksi kalus pada fraktur tergantung pada stabilitas dan vaskularisasi. Kalus lunak berupa jaringan ikat, tulang rawan, dan tulang dari hasil sintesa fibroblas, kondroblas, dan osteoblas. Setelah proses mineralisasi, menjadi kalus

keras. Kalus dalam bentuk kondrogenik kadang diproduksi berlebihan pada fraktur yang tidak stabil, yang kadang menimbulkan non-union sampai pseudo – arthrosis. Sekali kalus adekuat mengimobilisasi fraktur, kalus mengalami *remodeling*.

Pada penyembuhan fraktur terdapat 2 unsur utama, yaitu stabilitas dan vaskularisasi. Bentuk kalus yang terjadi merupakan gambaran kurang stabilan terhadap pergerakan antar fragmen. Tingkat ketidak stabilan terhadap gaya patah (*bending force*) dan gaya putar atau translasi (*rotational/translational force*) tidak bisa ditolerir oleh ujung-ujung fragmen tulang, tetapi gerakan kompresi dan distraksi dalam batas *strain* tertentu justru mempunyai peran penting dalam proses penyembuhan tulang. Gerakan halus (*micromovement*) antar fragmen menghasilkan bioelektrik dan mengeluarkan mediator kimia antara lain PGE-2, PDGF, BMP (family dari TGF- β), IL-1 dan GF. BMP pada konsentrasi rendah menginduksi osifikasi endo-kondral, sedangkan pada konsentrasi tinggi menginduksi osifikasi intramembran. Selanjutnya sinyal molekul ini meningkatkan diferensiasi dan proliferasi sel, terutama menjadi sel osteoblas. Sebagian osteoblas akhirnya terbenam dalam lacunae yang dibuat oleh osteoklas dalam jaringan osteoid, menjadi osteosit yang sensitif terhadap rangsangan mekanik (*coupling phenomenon*). Penyembuhan tulang tetap terjadi melalui peranan *micro movement axial loading-unloading (REACTS)*. Pembebanan mekanik secara *invivo* dapat menghambat resorpsi tulang dan meningkatkan pembentukan tulang. Menurut Duncan dan Turner (1995), faktor mekanik menimbulkan respon biomolekuler dan imunologi dapat dibagi menjadi empat tahapan berjenjang, yaitu:

1. Tahap *mechano coupling*, dimana transduksi energi mekanik menjadi bentuk yang dapat dideteksi oleh sel. Pembebanan mekanik menyebabkan deformasi berupa regangan sel tulang segaris gaya dengan matriks tulang, tampak sebagai gerakan cairan dalam canalikuli tulang. Aliran cairan ekstraseluler ini menimbulkan arus listrik potensial dalam tulang, yang merupakan stimulator efektif untuk pembentukan tulang baru.
2. Tahap *biochemical coupling*, suatu konversi dari *mechanical coupling* menjadi sinyal biokimia terhadap reaksi biokimia intraseluler, melalui ;
 - a. Struktur *integrin cytoskeleton nuclear* matriks
 - b. *Stretch activated cation chanel* di dalam sel membrane
 - c. *G-protein dependent pathway*
 - d. Ikatan antara *cytoskeleton* dengan phospholipase D atau *phospholipase A pathway*
3. Tahap *signal transmission*, berupa transmisi sinyal biokimia menjadi aktifitas parakrin. dimana sensor bias berubah menjadi sel efektor. Sel osteoblas dan sel osteosit mengkomunikasikan signal melalui jonjot-jonjot sel yang dihubungkan dengan *gap junction*
4. Tahap *effector cell response*, efek ini tergantung dari hebatnya (*magnitude*), lamanya (*duration*), dan seringnya (*rate*) pemakaian pembebanan. Pembebanan harus siklis

Pada tulang kanelous, penambahan massa tulang terutama disebabkan oleh penebalan trabekula. Karena sel tidak pernah jauh dari pembuluh darah, aposisi dan penggantian sel terjadi pada permukaan trabekula melalui perambatan. Tulang ini mengikuti hukum *Wolff* (1892), pertumbuhan tulang menyesuaikan dengan beban yang bekerja padanya. Schatzker (1989) meneliti efek motion pada penyembuhan tulang kanelous menyebutkan bahwa pada keadaan stabil total, tulang kanelous akan sembuh dengan formasi langsung *woven bone (direct healing)*, dimana jaringan mesenkimal mengisi gap fraktur dan transformasi langsung tanpa mengalami fase kartilago. Pada keadaan stabil tidak total, dimana terdapat pergerakan yang tidak melebihi *strain* tulang rawan maka proses penyembuhan menghasilkan kalus tulang rawan internal yang kemudian matur mengalami osifikasi endokondral, Bila melebihi *strain* tulang rawan, maka dihasilkan jaringan ikat yang mengisi gap, hal ini disebabkan fenotip kondrosit yang labil, yang bila dipengaruhi banyak pergerakan kemudian kembali menjadi sel fibroblas. Apabila terdapat instabilitas yang besar, akan menjadi non union. (Watson and Albert, 1994)

Kalsium selain terlibat dalam proses mineralisasi, juga sebagai signal dari osteoblas. Ion Kalsium masuk kedalam osteoblas melalui mekanisme aktivasi reseptor dan *gap junction*. Perpindahan kalsium dari osteoblas ke matriks dilakukan oleh *bundle* dari filamen tipis yang terdapat pada tonjolan osteoblas. Fungsi *remodelling* dipengaruhi oleh fluktuasi kalsium ekstraselluler. Perubahan konsentrasi ion kalsium intra selular dapat mempengaruhi sintesa protein melalui mekanisme : kekurangan kalsium → menghambat inisiasi, sedangkan peningkatan

kalsium sitosol → menghambat elongasi. Reseptor kalsium dapat digunakan untuk menjelaskan salah satu kait mekanik. Sel tulang berperan sebagai sel mekano – sensor, yang mampu menerima dan meneruskan sensor, sehingga merangsang faktor parakrin mengaktifkan ekspresi gen berbagai sel. Peningkatan kalsium dapat sebagai *negative feed-back* terhadap osteoklas, tetapi meningkatkan sintesa DNA dan merangsang kemosistosis osteoblas.

Pada banyak penelitian dapat dibuktikan bahwa rangsangan elektrik dapat meningkatkan densitas tulang yang tampak pada pemeriksaan radiologis dan histologis, yang mana berperan pada biomekanikanya. Secara histologis tampak sebagai adanya proporsi yang lebih besar dari tulang dibanding jaringan ikat dan tulang rawan. Pada penyembuhan fraktur, perubahan dari fragmen tulang yang terpisah menjadi satu merupakan proses peningkatan kekuatan (*strength*) dan kekakuan (*stiff*) dari kalus. Sedangkan White membagi tahap penyembuhan fraktur secara biomekanik menjadi : 1. *rubbery*, berupa kalus lunak, 2. kalus telah mengalami mineralisasi, tapi patah timbul pada garis fraktur, 3. patah yang terjadi sebagian pada garis fraktur, 4. patah yang terjadi pada tulang normal. (Nugroho, 1987, Sang, 1998).

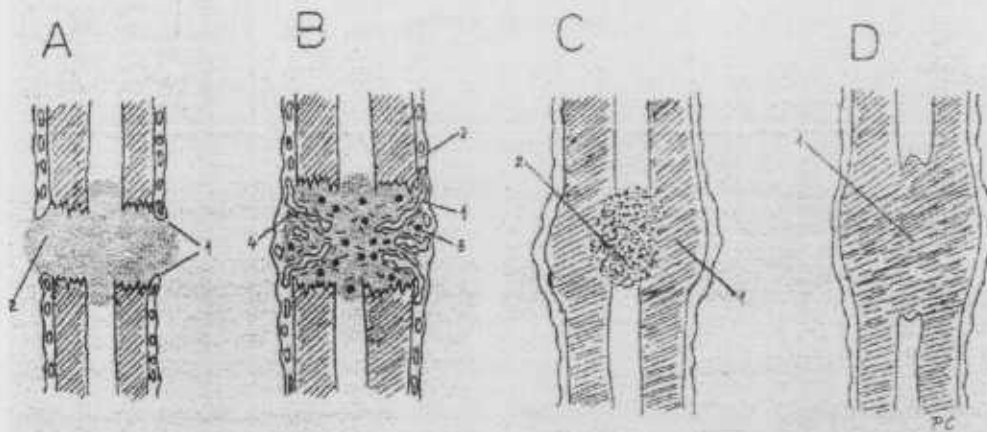


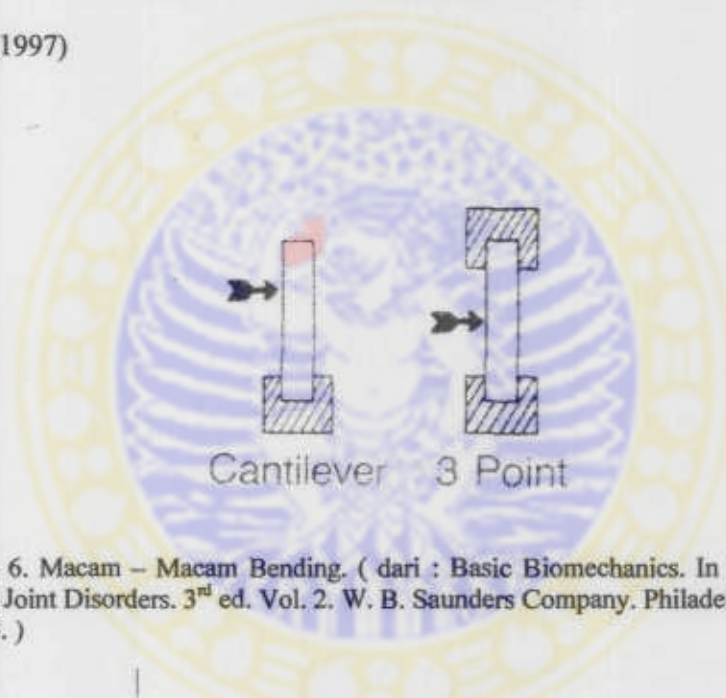
Figure 7-3. Bone regeneration. A. The gap between the two bone fragments (1) is filled by a thrombotic mass (2). B. The thrombus is invaded by capillaries (1) from the periosteum (2), out of which emigrate monocytes (3) that phagocytize the thrombotic mass. Accompanying the invading capillaries are mesenchymal cells (4) from the periosteum that build bone and cartilage matrix to replace the thrombus. C. At first the mesenchymal pericyte cells in the periphery of the repair tissue differentiate into osteoblasts and build bone (1), whereas those in the center differentiate into chondroblasts and build cartilage (2) (temporary callus). D. Later, the central cartilage disintegrates, is invaded by capillaries and osteoblasts, and is replaced by bone tissue as well, leading to the completion of an all-bone bridge (1) between the two bone fragments (permanent callus). (From P Constantiniides, *Ultrastructural Pathobiology*, Amsterdam: Elsevier, 1984.)

Gambar 2. 11. Regenerasi Tulang. (dari : Regenerative Response. In : General patobiology. British Columbia, North Vancouver, May, 1993, p : 232.)

Secara fungsional, biomekanika tulang terpenting adalah kekuatan dan kekakuan. Beban atau gaya yang diberikan dapat menimbulkan deformasi struktur seperti pada *load - deformation curve*. Bagian pertama merupakan elastisitas struktur, setelah melewati *yield point*, terjadi deformasi plastik, yang bila beban tetap ditingkatkan, struktur akan patah setelah melewati *ultimate failure point*.

Tulang patella merupakan tulang kancellous, berbeda dengan tulang kortikal mempunyai sifat yang kurang kaku, menahan stress yang lebih kecil, tetapi *strain* yang lebih besar sebelum patah, sampai 75 % (tulang kortikal patah pada *strain* 2%). Hal ini disebabkan oleh strukturnya yang porous mempunyai kemampuan yang lebih besar untuk menyimpan energi.

Gaya yang dialami struktur tulang dapat berupa gaya *bending*, *shear*, *torsi*, maupun kombinasinya. Bending dapat ditimbulkan oleh *cantilever bending*, *three point bending*, dan *four point bending*. Pada patella terjadi *three point bending*, oleh kompresi dari femur distal (*patellofemoral joint reactive force*), dengan kompresi 3,3 kali berat badan saat naik tangga, dan 7,6 kali berat badan saat menendang. Torsi dapat menimbulkan puntiran terhadap suatu aksis, yang berefek kombinasi stress *kompressive* dan *tensile*. Pada *shear stress* terjadi secara paralel yang dapat menyebabkan distorsi terhadap permukaan strukturnya (Volz, 1995, Kathryn, 1997)



Skema 2. 6. Macam – Macam Bending. (dari : Basic Biomechanics. In : Diagnosis of Bone nad Joint Disorders. 3rd ed. Vol. 2. W. B. Saunders Company. Philadelphia, 1995. p : 791 – 803.)



Skema 2. 7. Kurva Beban – Deformasi. (dari : Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System, 2nd ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 1980, p : 3 – 27.)

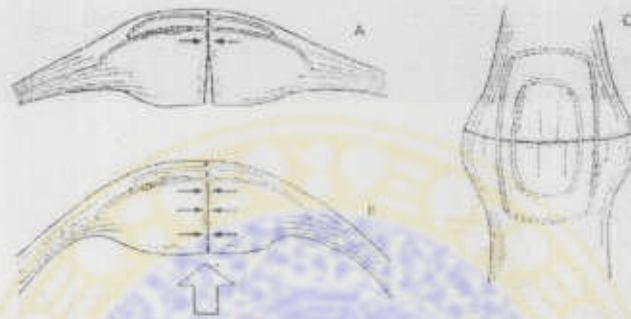
Fungsi tulang sebagai penahan beban untuk menunjang aktifitas sehari – hari tidak pernah lepas dari pengaruh mekanik. Aktifitas tulang normal berupa pertumbuhan, pembentukan, dan pertukaran (*turn over*) dipengaruhi oleh tekanan mekanik. Pada proses penyembuhan patah tulang, pengaruh mekanik berupa kompresi, distraksi, dan gravitasi dapat mempengaruhi pembentukan kalus dengan mempengaruhi aktivitas sel. Pengaruh mekanik akan menyebabkan tulang dalam keadaan keseimbangan antara penimbunan dan penyerapan matriks tulang, mineral, dan protein. Pada penyembuhan tulang lambat (*delayed union*), terjadi penurunan aktifitas selular, sehingga proses pembentukan kalus terhambat. Kegagalan penyembuhan tulang panjang (*non union*) mempunyai insiden 5 %.

Stage	Description
Stage 1	The bone fails through the original fracture site with a low stiffness, rubbery pattern.
Stage 2	The bone fails through the original fracture site with a high stiffness, hard tissue pattern.
Stage 3	The bone fails partially through the original fracture site and partially through the previously intact bone with a high stiffness, hard tissue pattern.
Stage 4	The site of failure is not related to the original fracture site and occurs with a high stiffness pattern.

Tabel 2. 1. Tahap Biomekanik Penyembuhan Fraktur. (dari : Bone Injury, Regeneration and Repair, In : Orthopaedic Basic Science. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Ohio, 1994. p : 303.)

Tension Band pertama diperkenalkan oleh Pauwel (1935) sebagai metode fiksasi interna dengan *wire* yang mampu mengabsorpsi gaya tension akibat momen bending dan mengubahnya menjadi gaya kompresi. Gaya kompresi yang dihasilkan bersifat dinamis. Semakin mobil fiksasi, semakin banyak pembentukan kalus periosteal. Pemasangan 2 buah *K-wire* dapat memberi efek anti rotasi dan translasi. Pada posisi ekstensi, patella tidak mengadakan artikulasi dengan kondilus femoris, sedangkan pada posisi fleksi, kondilus menyebabkan efek kompresi pada

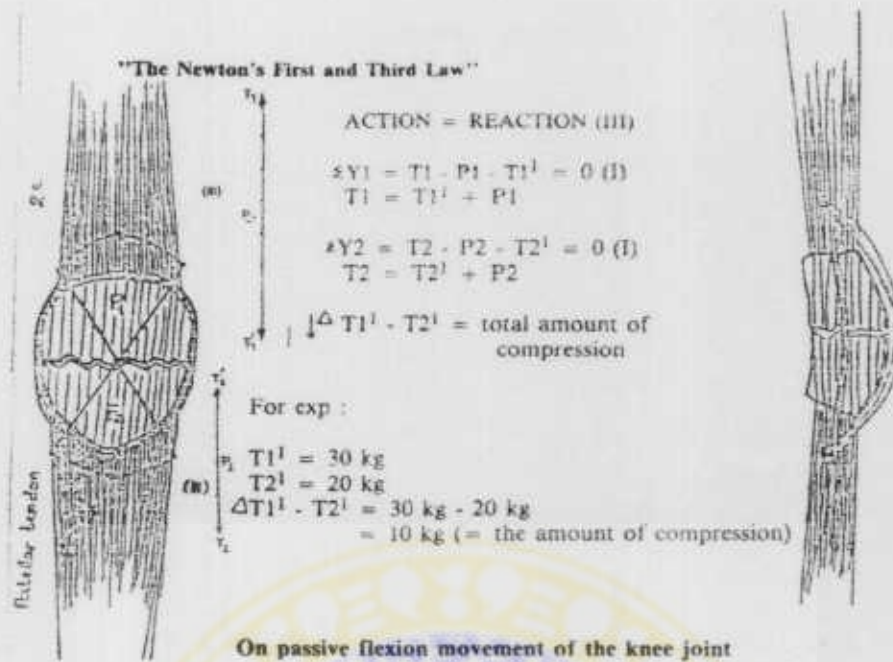
sisi artikulasi patella, sehingga dianjurkan untuk menghindari posisi ekstensi lutut setelah operasi *TBW* patella. Penggunaan 2 *rod* untuk fiksasi telah dibuktikan oleh Fricka (2002) yang membandingkan dengan penggunaan 1 *rod* pada terapi scoliosis, didapatkan peningkatan kekakuan (*rigiditas*) pada gerakan fleksi, ekstensi, rotasi, kecuali pada *lateral bending* (Mow, 1994, Fricka, 2002).



Gambar 2. 12. Pengaruh Kompresi oleh Condylus Femur. (dari : Tension Band Wiring, In : osteosynthesis Orthopaedi Departement. RSUD Dr. Soetomo / FK Unair, Surabaya, 1993)

Prinsip *tension band wiring* dapat dijelaskan melalui 2 metode, (Wijaya, 1987) yaitu :

1. Sistem Pauwel, dimana kekuatan *tensile* (dari *quadriceps* dan tendon patella) dikonversi menjadi kekuatan kompresi (bagian proksimal dan distal dari *wire*)
2. Sistem hukum Newton, dimana aksi = reaksi, seperti dijelaskan pada gambar sebagai berikut ;



Gambar 2. 13. Hukum dari Newton : aksi quadriceps ($T1$) = reaksi bagian atas *figure of eight* ($T1'$) + berat patella proksimal ($P1$), aksi tendon patella ($T2$) = reaksi bagian bawah *figure of eight* ($T2'$) + berat patella proksimal ($P2$). (dari : Result of Tension Band Wiring for the Treatment of Patellar Fractures, In : Musculoskeletal Trauma and Bone Tumours. Ed, by Sapardan S. The Indonesian Orthopaedic Association, Jakarta, 1987. p : 267)

2. 4. GAMBARAN HISTOLOGIS PROSES PENYEMBUHAN FRAKTUR

Menurut Joyce (1990), secara histologis dengan pewarnaan *Haematoksillin*

Eosin (HE), penyembuhan fraktur tulang dapat dibagi dalam 4 tahap, yaitu :

1. Respon segera setelah cedera, terjadi inflamasi dan bekuan darah, dengan tampak sel – sel radang seperti PMN, limfosit, makrofag, dan eritrosit serta pembuluh darah
2. Osifikasi intramembran yang terjadi subperiosteal, dimana didapatkan jaringan tulang amorf yang bersifat eosinofilik

3. Kondrogenesis, yang tampak sebagai jaringan tulang rawan, matriks berwarna kebiruan
4. Osifikasi endokondral, dengan didapatkan proses osifikasi didalam bentukan tulang rawan

Pada pemeriksaan histologis, proses penyembuhan fraktur dimulai dengan pembentukan hematoma diantara kedua fragmen tulang, Setelah 3 hari tulang mati diresorpsi. Hematom diganti oleh jaringan granulasi, kemudian membentuk tulang rawan. Proses ini mendahului proses intramembran timbul pada *inner layer* dari periosteum kedua sisi fraktur membentuk kalus primer, dimana sel mesenkim diferensiasi jadi osteoblas, mula-mula seperti pulau kecil, membentuk trabekula (osifikasi intramembran). Kalus sekunder yang terbentuk dari tulang rawan membuat tulang lamellar matang, kemudian trabekula yang terbentuk mulai kalsifikasi. sel mesenkim berdiferensiasi menjadi osteoblas, pada tulang rawan mulai kalsifikasi, invasi vaskular, tulang rawan rusak, sel perikondral berdiferensiasi menjadi osteoblas. Osteoblas invasi pada tulang rawan yang sudah terkalsifikasi (osifikasi endokondral). Tulang baru terutama timbul pada *line of stress*, pembentukan tulang rawan sangat tergantung pada faktor mekanik, reposisi awal fraktur meningkatkan proses penyembuhan. Adanya pembentukan kalus seperti tulang rawan yang berlebihan dan tulang *membranous* yang tidak teratur memberi hasil mikroskopik yang mengesankan osteosarkom, jaringan ikat tetap ada disekitar fiksasi interna (Rosai, 1989). Pada pembentukan tulang kanelous, kolagen tersusun paralel dengan permukaan. Pada pewarnaan *Hematoxylin Eosin*,

jaringan osteoid berwarna merah muda, kalsifikasi tulang berwarna coklat keunguan, sedangkan inti sel warna biru. (Bancroft, 1982)

Terdapat dua tipe proses penulangan yaitu:

2. 4. 1. OSIFIKASI ENDOKONDRAL

Pusat osifikasi primer terjadi karena adanya invasi pembuluh darah ke dalam jaringan tulang rawan. Proses ini terjadi karena sel mesenkim berdiferensiasi menjadi kondrosit membentuk matriks tulang rawan. Tulang rawan hyalin akan mengalami mineralisasi. Tulang rawan akan diresorpsi oleh osteoklas, sel osteoprogenitor berdiferensiasi menjadi osteoblas membentuk matriks tulang, menggantikan tulang rawan. Sedangkan pusat osifikasi sekunder pada epifisis terdiri dari zona reservasi (penyimpanan lipid dan nutrisi), zona proliferasi (untuk produksi matriks dan proliferasi seluler, merupakan daerah dengan tekanan oksigen yang tinggi serta metabolismenya aerobik), zona hipertropik (terdiri dari zona maturasi, zona degenerasi dan zona kalsifikasi provisional). Zona yang terakhir adalah avaskular, bertekanan oksigen rendah dan secara primer metabolismenya adalah anaerobik. Zona keempat adalah metafisis yang daerah sentralnya 80% disuplai oleh arteri nutrien dan daerah periferinya disuplai oleh pembuluh darah metafiseal. Invasi pembuluh darah ke dalam tulang rawan yang telah mengalami kalsifikasi diikuti dengan remodeling dan pembentukan tulang. Kalus yang banyak mengandung hyaluronat ini umumnya dibentuk pada hari ke-5, dan menurun pada waktu 7 – 10 hari.

2. 4. 2. OSIFIKASI INTRAMEMBRAN

Osifikasi langsung terbentuk di atas permukaan tulang dan tersusun dari sel-sel mesenkim sampai osteoblas. *Remodeling* adalah proses penggantian tulang diikuti pembentukannya sesuai dengan pembebanan biologis yang diterima. Merupakan suatu fenomena yang sesuai dengan *Wolff's law*. *Remodeling* pada tulang trabekuler terjadi lima sampai sepuluh kali dibanding pada tulang kortikal.

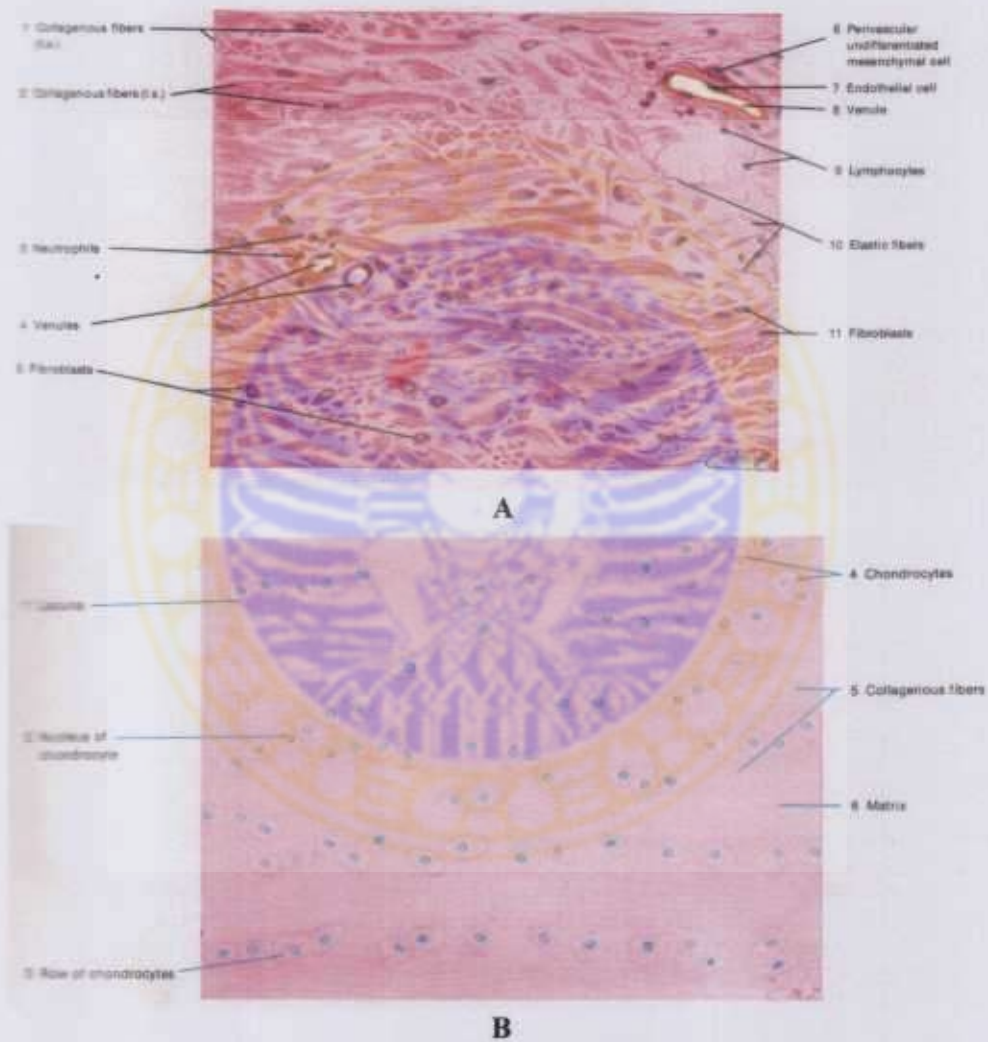
Kapasitas regenerasi tulang sangat besar ada manusia. Penyembuhan tulang dapat terjadi secara primer, seperti pada stabilitas total (*direct bone healing*), dan secara sekunder, setelah fraktur melalui tahap inflamasi, kalus lunak, dan kalus keras serta *remodeling* tulang. Proses sekunder ini secara patobiologi dapat dijelaskan sebagai berikut :

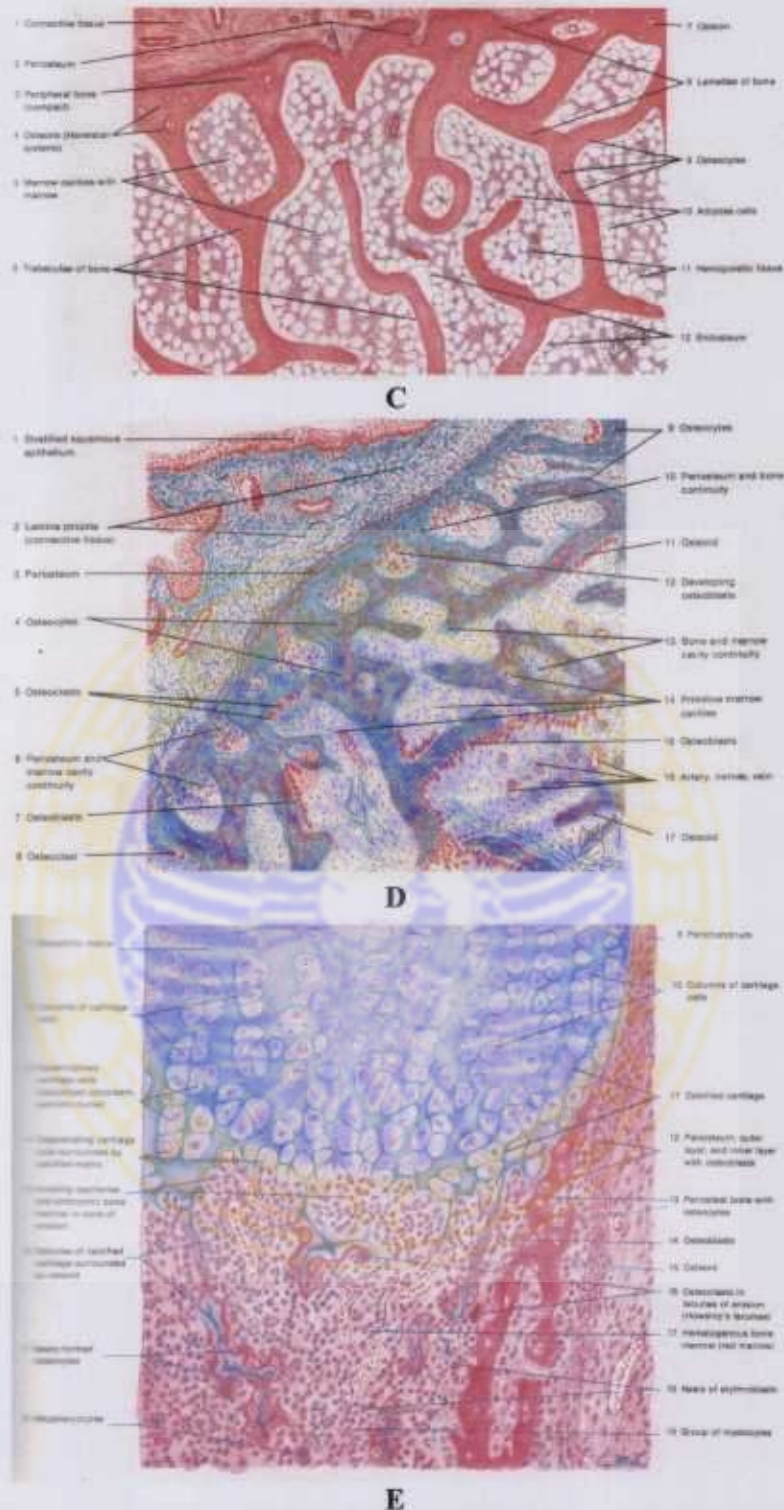
1. Pada hari ke 1 – 5, jaringan tulang disekitar fraktur mula – mula mengalami nekrosis, terutama bila terdapat kurangnya vaskularisasi, seperti pada kolum femur dan skapoid. Secara mikroskopik tampak sebagai lakuna kosong pada ujung sel tulang yang mati. Kemudian timbul perdarahan melalui vascular yang rusak pada daerah trauma, menimbulkan trombus yang besar, mengisi celah fraktur. Sel percursor mesenkim dan osteoprogenitor berproliferasi dan migrasi ke daerah luka dari otot, sumsum tulang, endosteum, dan lapisan periosteum.
2. Setelah hari ke 4 – 40, disebut fase reparative, timbul jaringan reparatif, timbul jaringan granulasi khusus dari jaringan periosteum secara primer

yang mengandung kapiler (hipervaskuler), phagosit, sel imun, sel mesenkim yang mirip fibroblas, masuk menggantikan thrombus. Terdapat kumpulan dari sel fibroblas, pulau – pulau tulang *immature* dan tulang rawan. Bentuk kalus berupa jaringan ikat sementara dari fibroblas. Gambaran hiperseluler yang tidak terorganisasi, dan produksi matriks yang berlebihan menyerupai *pseudosarkomatous*. Pada hari ke 7 – 9, sel osteoprogenitor berproliferasi di endosteum, cambium layer, dan jaringan ikat sekitar. Sel mesenkim dan fibroblas berfungsi sebagai osteoblas memproduksi terutama kolagen tipe 1 intersel yang memungkinkan dimineralisasi dengan menambahkan kalsium fosfat dari organel mitokondrianya pada daerah tepi karena kadar oksigen yang tinggi, dan sebagai kondroblas dengan menambahkan kondroitin sulfat pada daerah kolagen tipe 2 di tengah, karena kadar oksigen yang rendah. Tulang rawan di sentral kemudian mengalami disintegrasi karena sel memproduksi fosfat dan menyebabkan kalsifikasi diantaranya. Imobilisasi yang kurang stabil menyebabkan angiogenesis terhambat, menimbulkan daerah hipovaskular dan mempunyai tekanan oksigen rendah, menyebabkan sel mesenkim berdiferensiasi membentuk kondrosit. Penggantian kondrosit dengan osteoblas terjadi bersamaan dengan kematian kondrosit melalui proses apoptosis atau *programmed cell death*.

3. Pada hari ke 25 – 100, disebut fase *remodeling*, terjadi disintegrasi jaringan tulang rawan sentral diinvasi kapiler dan osteoblas dari penulangan perifer proses penyembuhan, dan diganti menjadi tulang. Penggantian ini bersamaan dengan kematian kondrosit melalui proses

apoptosis. Proses ini memproduksi osteoid dengan jalinan trabekula tulang, yang menjadi lebar dengan mineralisasi. Trabekula ini menyatukan antar fragmen tulang sebagai tulang kalus sementara, yang kemudian antar fragmen tulang dihubungkan dengan kalus definitif dalam 4 – 5 minggu. Proses selanjutnya terjadi *remodeling*.

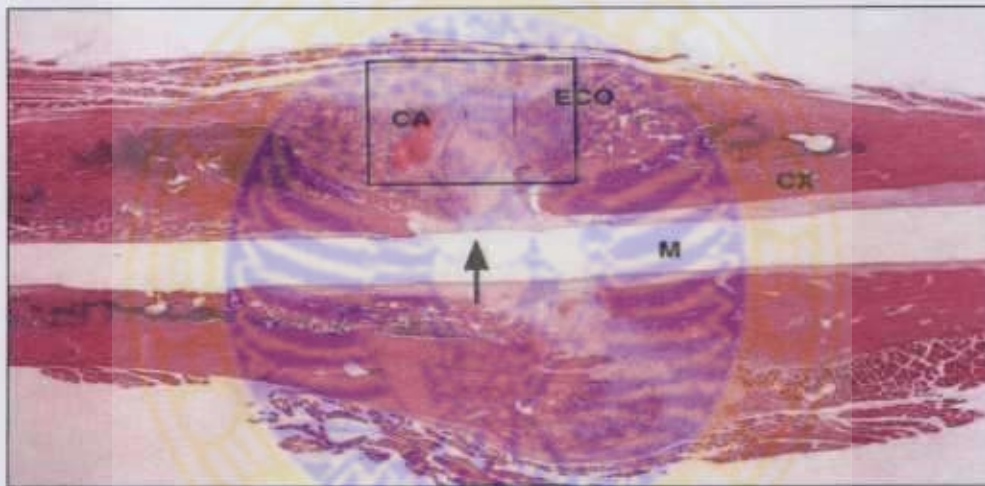




Gambar 2. 14. Gambaran histologis dari : A. Pembentukan jaringan ikat, B. Jaringan tulang rawan, C. Jaringan tulang kanelous, D. Osifikasi intramembranous, E. Osifikasi endokondral. (Fiore, M.S.H., Atlas of Human Histology. Lea and Febiger Publications, Philadelphia, 1985)



Pada penelitian Perka (2000) tentang penyembuhan tulang menggunakan ulna kelinci dievaluasi setelah 28 hari, sedangkan pada penelitian oleh Ferdericks (2000) menggunakan tibia kelinci untuk tujuan yang sama dievaluasi setelah 14, 21, dan 28 hari. Karena itu pada penelitian kami, dengan pertimbangan yang dievaluasi adalah tulang kansellous, kami evaluasi fase penyembuhan tulang pada 14 hari setelah tindakan.



Gambar 2. 15 : Mikroskopik *Callus* menunjukkan adanya Jaringan Callus yang digambarkan sebagai jaringan putih (Kotak) diantara jaringan tulang (merah) pada *Bone Healing* (Nelson, 2000)

Pada pemeriksaan histologis, osteosit dalam trabekula dapat diwarnai (nekrosis tulang, inti tidak berwarna). Jumlah osteoblas, lebar batas osteoblas, derajat kalsifikasi tulang yang baru dibentuk dan jumlah osteoklast merupakan indikasi pembentukan atau resorpsi tulang. Kalus jaringan ikat

sementara tampak sebagai jaringan ikat longgar diantara ujung fraktur, sebagian besar berupa jaringan ikat granulasi yang mengandung sejumlah kapiler, beberapa sel plasma dan histiosit yang menginfiltrasi. Trabekula tipis telah dibentuk, bercabang, mengandung banyak osteosit. Sedangkan kalus tulang sementara tampak sebagai gambaran tulang lamelar, mengandung sedikit osteosit, trabekula tulang yang tidak teratur dibentuk dalam jaringan tulang granulasi. Trabekula ini telah berkalsifikasi baik, dengan satu sisi ditutup deretan osteoblas yang membentuk osteoid, dan sisi lainnya terdapat osteoklas yang meresorpsi tulang (Sandritter, 1986).

Penelitian oleh Paccione (2001) pada osteotomi mandibula tikus yang merupakan tulang kanselous, dievaluasi imuno – histo – kimiawi untuk osteokalsin (menunjukkan aktifitas osteoblas) dan pemeriksaan dengan parafin untuk pemeriksaan histologis menunjukkan bahwa pada hari ke 7 tampak pembentukan tulang intramembran. Pada hari ke 10 didapatkan peningkatan pembuluh darah disekitarnya. Pada hari ke 14 tampak penyempitan ujung fragmen tulang. Pada hari ke 28, kalus diganti dengan tulang woven. Peningkatan kadar osteokalsin sesuai dengan perubahan kalus lunak ke kalus keras (Paccione, 2001).

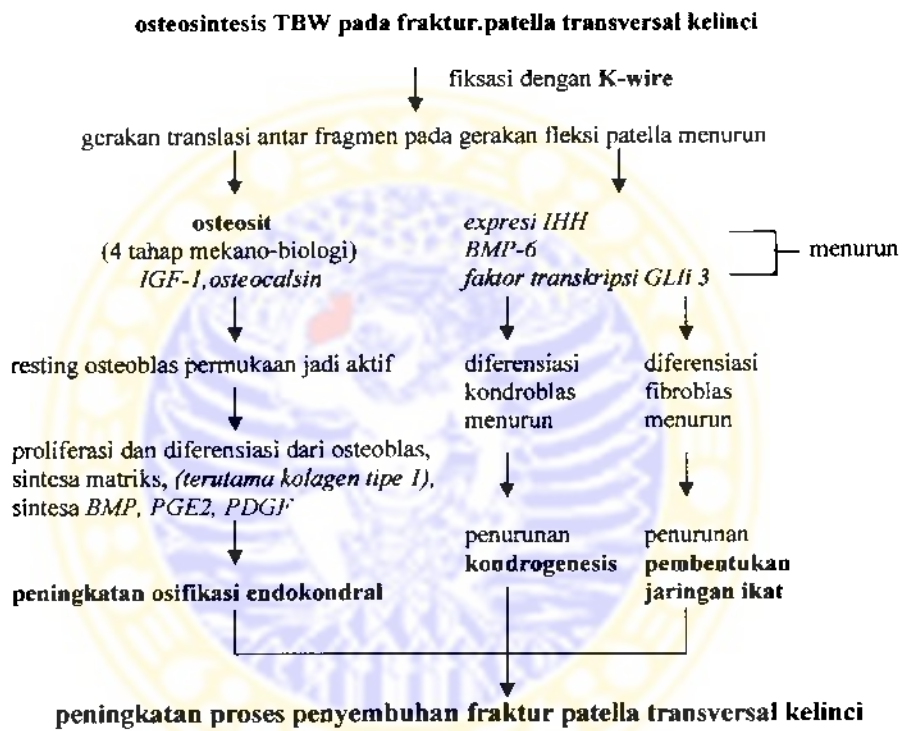
Sang (1998) melakukan penelitian dengan mengevaluasi proses penyembuhan fraktur tibia kelinci New Zealand membuktikan bahwa *shear stress* menyebabkan peningkatan diferensiasi tulang rawan pada kalus, tapi selanjutnya mengalami mineralisasi sebelum proses penyembuhan. Intensitas dan durasi yang optimal belum dapat diketahui. Dari penelitian tersebut dapat diketahui bahwa

pada hari ke 4 – 7 pergerakan antar fragmen menurun, hari ke 7 – 12 kalus mengalami mineralisasi, hari ke 11 – 14 secara histologis banyak didapat jaringan tulang rawan yang lemah pada gerakan torsi, sedangkan pada hari ke 28, kalus lebih besar, secara histologis hanya terdapat kantong-kantong jaringan tulang rawan dan jaringan ikat, karena proses osifikasi endokondral, dengan kekuatan tulang seperti tulang normal. Gerakan translasi antar fragmen dapat menyebabkan *delayed/non union* timbul karena gangguan pada vaskularisasi kalus dan menimbulkan celah yang mempermudah timbulnya jaringan ikat diantaranya. Pada penelitian oleh Yamagishi, pseudoartrosis pada osteotomi tibia kelinci bergerak pada berbagai arah yang dapat mencegah diferensiasi tulang rawan, karena fenotip kondrosit yang labil, dimana kondrosit yang mengalami *tensile* merubah jadi fenotip fibroblas. (Sang,1998)

BAB 3

KERANGKA KONSEPTUAL DAN HIPOTESIS PENELITIAN

3. 1. KERANGKA KONSEPTUAL



Skema 3. 1. Kerangka Konseptual

3. 2. HIPOTESIS PENELITIAN

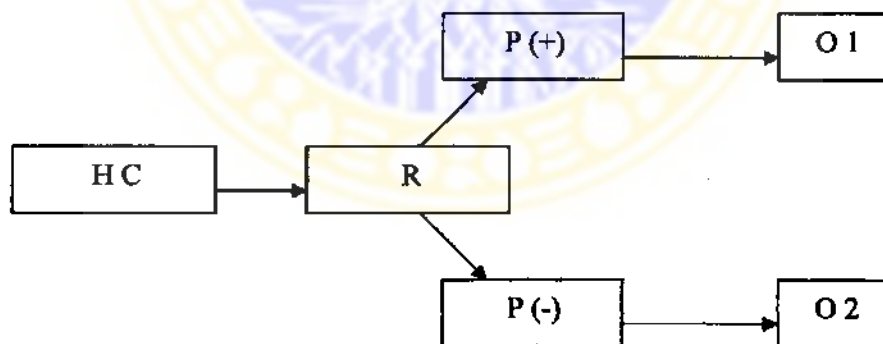
Fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* pada osteosintesis *TBW* meningkatkan proses osifikasi endokondral, menurunkan proses kondrogenesis dan pembentukan jaringan ikat

BAB 4

MATERI DAN METODE PENELITIAN

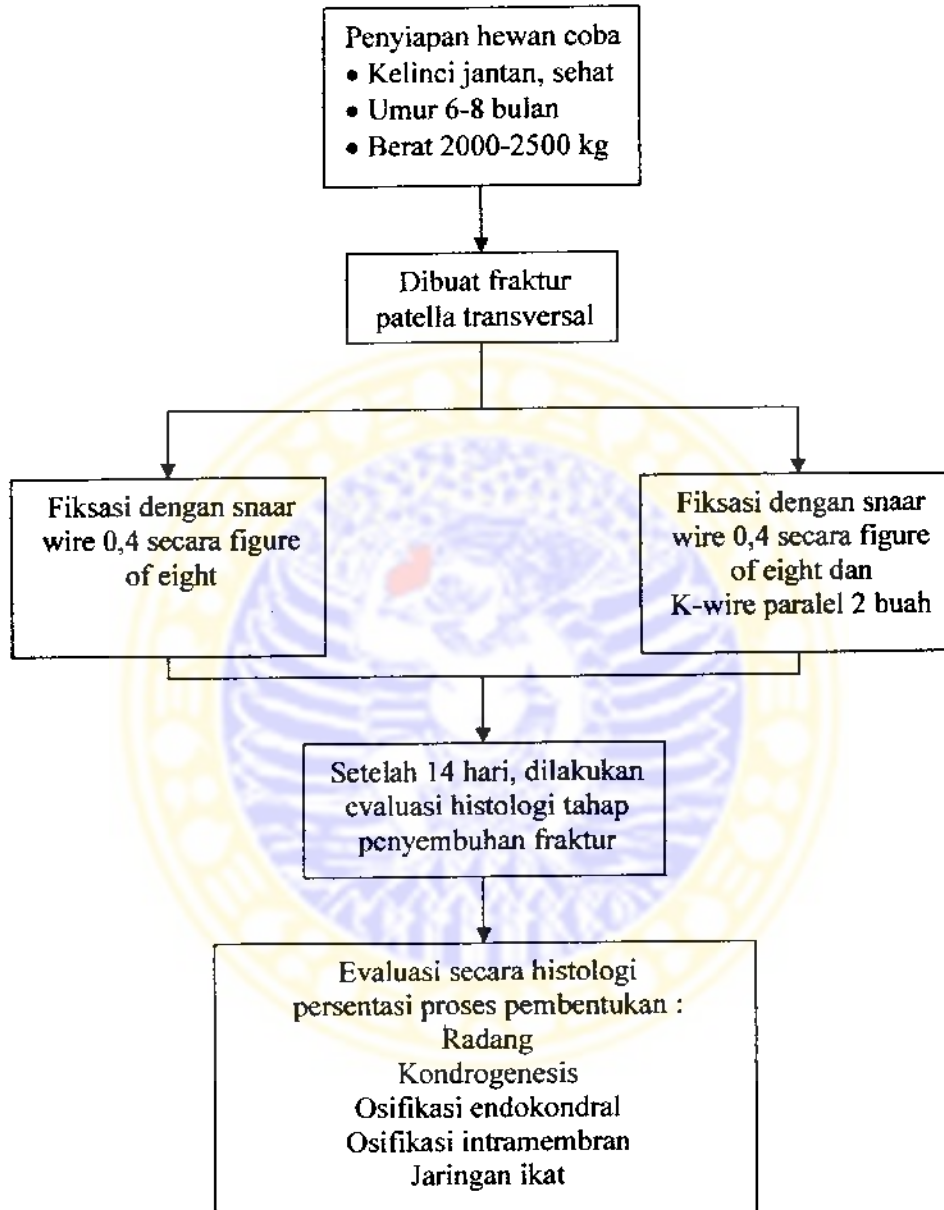
4. 1. RANCANGAN PENELITIAN

Rancangan Penelitian adalah Eksperimental pada hewan coba kelinci, yang dibuat fraktur patella transversal pada tungkai kanannya. Perlakuan dengan dilakukan tindakan *TBW* dengan *K-wire* secara *figure of eight* sedangkan kontrol dengan tindakan *TBW* tanpa *K-wire*. Hewan coba kemudian dievaluasi secara histologis pada kalus yang terbentuk setelah hari ke 14 dengan dasar merupakan fase reparasi dari proses penyembuhan tulang. Rancangan penelitian dengan *Post Test-Only Control Group Design*, karena intervensi diberikan sebelum kalus terbentuk.



HC: Hewan Coba, Kelinci yang telah memenuhi persyaratan penelitian
R: Randomisasi
P (+): Perlakuan : Tindakan fiksasi *tension band wire+K-wire* pada fraktur transversal patella
P (-): Kontrol : Tindakan fiksasi *tension band wire* pada fraktur transversal patella
O 1, O 2: Hasil : Evaluasi secara histologis proses penyembuhan fraktur

Skema 4. 1. Rancangan Penelitian

Kerangka Operasional Penelitian

4. 2. POPULASI, SAMPEL, BESAR SAMPEL, DAN TEKNIK PENGAMBILAN SAMPEL

4. 2. 1. Populasi binatang coba adalah kelinci lokal dewasa sehat, dengan usia, berat badan, jenis kelamin yang sama. (Usia 6-8 bulan, berat badan 2000-2500 g., jenis kelamin jantan).
4. 2. 2. Sampel Penelitian adalah binatang coba kelinci lokal dewasa, dengan usia, berat badan, dan jenis kelamin yang sama, dipilih secara acak, kemudian dipelihara dengan kondisi lingkungan dan makanan yang sama
4. 2. 3. Besar Sampel / jumlah sampel tiap kelompok dihitung berdasarkan perhitungan rumus besar sampel dari Higgins dan Klinbaum (1985) dengan formulasi sebagai berikut : (Madiyono, 1995)

$$n = \frac{1}{1-f} \times \frac{2(Z\alpha + Z\beta)^2 \cdot Sc^2}{(Xc - Xt)^2}$$

dengan modifikasi rumus Widodo, dimana : $\frac{2 Sc^2}{(Xc - Xt)^2} = 1$

$$\text{maka : } n = \frac{1}{1-f} \times (Z\alpha + Z\beta)^2$$

Keterangan :

n = besar sampel

Xt = rerata kelompok perlakuan

f = proporsi kegagalan = 0,1

Xc = rerata kelompok kontrol

Sc = simpangan baku kelompok kontrol

Za = harga standar α 0,05 = 1,65

Zb = harga standar β 0,1 = 1,28

Didapatkan $n \approx 9$

4. 2. 4. Teknik Pengambilan Sampel digunakan cara *Simple Random Allocation Sampling*, karena populasi relatif homogen

4. 3. VARIABEL PENELITIAN DAN DEFINISI OPERASIONAL

4. 3. 1. Variabel Penelitian

4. 3. 1. 1. Variabel Bebas

Pemberian tindakan pemasangan *TBW* dengan atau tanpa *K-wire* pada patella hewan coba yang sebelumnya patella tungkai bawah kanan dipatahkan secara transversal dengan cara melakukan pemotongan dengan gergaji, dilanjutkan dengan pematahan lengkap secara manual. (Lumley 1990, Einhorn, 1999)

1. Tindakan *TBW* adalah pemasangan *snaar wire* ukuran 0,4 secara *figure of eight* melalui ligament suprapatella dan infrapatella
2. Fiksasi tambahan dilakukan pemasangan *K-wire* ukuran 0,6 secara longitudinal sejajar 2 buah. (Lumley 1990, Philip 2000)

4. 3. 1. 2. Variabel Tergantung

Persentasi luas proses penyembuhan tulang yang dievaluasi secara mikroskopik dengan menggunakan *graticules* pada pemeriksaan histologis dengan pewarnaan *haematoxylin-eosin* (melihat perbandingan persentasi luas daerah penyembuhan tulang pada

kalus yang mengalami radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, dan osifikasi endokondral, serta pembentukan jaringan ikat) pada hari ke 14 setelah tindakan. (Einhorn, 1999)

4.3.1.3. Variabel Kendali

1. Hewan coba kelinci dipilih berdasarkan jenis dan jenis kelamin yang sama, mempunyai fungsi pergerakan tungkai yang normal pada kedua tungkai bawahnya
2. Hewan coba kelinci dipelihara dan dirawat pada kondisi yang sama
3. Masing-masing hewan coba kelinci diberi perlakuan seperti lokasi cara pembiusan, teknik operasi, penggunaan alat / bahan yang sama
4. Metode pemeriksaan histologis dilakukan oleh observer yang sama

4.3.1.4. Variabel Moderator

1. Umur hewan coba kelinci 6-8 bulan
2. Berat badan hewan coba 2000-2500 g

4.3.2. Definisi Operasional Variabel

- 4.3.2.1. Hewan coba digunakan kelinci jenis lokal, dengan jenis kelamin jantan, umur 6-8 bulan, berat 2000-2500 g, dengan kesehatan yang baik, yang ditandai dengan gerakan aktif hewan coba, bulu tidak kusam, dan berespon terhadap rangsangan di sekeliling, dirawat dengan kondisi yang sama
- 4.3.2.2. Frakturasi patella secara transversal dilakukan dengan menggunakan gergaji yang membelah sebagian besar tulang secara transversal, dan dilanjutkan dengan penekanan dari luar sampai timbul fraktur

- yang lengkap. (Lumley 1990, Einhorn, 1999)
4. 3. 2. 2. Tindakan *TBW* adalah pemasangan *snaar wire* ukuran 0,4 secara *figure of eight* melalui ligament suprapatella dan infrapatella, diikat sampai seluruh *wire* menempel pada permukaan patella, ditambah 3 kali putaran tanpa tarikan. Untuk fiksasi tambahan dilakukan pemasangan *K-wire* ukuran 0,6 secara longitudinal sejajar 2 buah, pada pertengahan jarak antero-posterior, dengan jarak 0,5 cm. (Lumley 1990, Philip 2000)
4. 3. 2. 3. Evaluasi pemeriksaan secara histologis yang diambil dari patella hewan coba (Lumley 1990) setelah 14 hari diberi perlakuan, dan difiksasi dengan *buffered formaldehyde*. Pemotongan sediaan secara sagital, kemudian diproses (dekalsifikasi, dehidrasi, parafin blok, mikrotom setebal 3-8 μ m), dilanjutkan dengan pewarnaan *haematoxylin-eosin* (Lumley 1990), pada sediaan dengan luas permukaan terbesar diperiksa secara mikroskopik menggunakan *graticules* persentasi daerah penyembuhan tulang yang mengalami pembentukan radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan jaringan ikat (Joyce 1990, Sang 1998).
4. 3. 2. 4. Data hasil penelitian berupa data ratio dianalisa dengan Uji statistik *Multivariate/Manova-test*, dengan $\alpha=0,05$

4. 4. BAHAN PENELITIAN

Hewan coba kelinci dewasa umur 6-8 bulan, sehat, mempunyai kedua tungkai yang berfungsi baik. Bahan penelitian adalah jaringan kalus yang terbentuk sebagai hasil penyambungan patah tulang patella, diperoleh melalui operasi pengangkatan patella pada hari ke 14 proses penyembuhan patah tulang.

4. 5. INSTRUMEN PENELITIAN

- a. Peralatan menggunakan dari Laboratorium Farmasi Unair Surabaya, premedikasi menggunakan atropin sulfat 0,2 mg/kg dan diazepam 1,0 mg/kg intramuskuler, yang dilanjutkan dengan pembiusan menggunakan ketamin (ketalar) dengan dosis 20 mg/kg BB intra muskuler pada daerah *quadriseps* kiri (efek sekitar 3-6 menit), dilanjutkan dengan *maintenance* 10 mg/kg BB intra muskular setiap ada reaksi dari kelinci. Kelinci dipuaskan sampai 6 jam post operasi (Flecknell, 1987, Lumley,1990, Sang,1998)
- b. Sebagai Antibiotika profilaksis diberikan Ampicillin 25 mg/kg intra muskular pada daerah *quadriseps* (Flecknell, 1987)
- c. Alat operasi menggunakan peralatan bedah dasar, yaitu : pinset anatomis dan *chirurgic*, scalpel, gunting, *klem*, *needle holder*, bor listrik yang disterilkan
- d. *Snaar wire* yang digunakan ukuran 0,4 dan *Neddle* ukuran 21

- e. Hewan coba dilakukan *euthanasia* dengan dilakukan penyuntikan phenobarbital dengan dosis 60-100 mg/kg intraperitoneal pada daerah sedikit lateral *midline* antara xiphoid dan pubis. (Lumley, 1990, Smith JB, 1998)
- f. Pembuatan preparat histologis bahan penelitian patella dilakukan pada Laboratorium PA FK Unair / RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Hasil sediaan dilakukan fiksasi dengan *buffered formaldehyde*, kemudian dilanjutkan dengan *processing* dan pewarnaan dengan *haematoxylin-eosin*.

4. 6. LOKASI DAN WAKTU PENELITIAN

Penelitian dilaksanakan di Laboratorium Farmasi / PA FK Universitas Airlangga Surabaya, pada bulan Januari – Maret 2004

4. 7. PROSEDUR PENGAMBILAN DAN PENGUMPULAN DATA

Penelitian dimulai dengan pengumpulan hewan kelinci yang memenuhi persyaratan penelitian. Setelah terkumpul, tindakan operasi pada hewan coba kelinci dilakukan pada sisi kanan tungkai bawah, dengan atau tanpa fiksasi *K-wire* yang dipilih secara acak. Hewan coba kelinci dibiarkan hidup secara bebas selama 14 hari. Setelah hari ke 14 dilakukan pengambilan patella hewan coba, kemudian diperiksa secara histologis, dengan dilakukan pemotongan secara sagital sejajar garis fraktur, sediaan dipilih yang mempunyai luas permukaan terbesar, dan

hasilnya dianalisis menggunakan skala *graticules* pada mikroskop pembesaran total 450x.

4. 8. CARA ANALISIS DATA

- a. Homogenitas sampel diperoleh dengan cara pemilihan hewan coba kelinci jenis yang sama, diberi perlakuan yang sama, dan dievaluasi dengan metode yang sama. Evaluasi dengan perbandingan berat badan, diameter patella dan luas permukaan preparat diantara kelompok perlakuan dan kontrol, menggunakan *one sample Kolmogorov-Smirnov test* untuk uji normalitasnya, dan *two sample independent t-test* untuk uji homogenitasnya..
- b. Hasil pemeriksaan histologis dilakukan dengan pengukuran luas daerah yang mengalami proses radang, kondrogenesis, osifikasi endokondral, osifikasi intra-membran, dan jaringan ikat. Pengukuran dilakukan pada sediaan yang mempunyai luas permukaan terbesar, dengan menggunakan skala *Graticules* pada mikroskop dengan pembesaran total 450x. Hasil penelitian dievaluasi dengan menggunakan *one sample Kolmogorov-Smirnov test* untuk uji normalitasnya, *Multivariate / Manova test* untuk homogenitasnya, dan *Discriminant test* untuk mengetahui faktor yang membedakan.
- c. Semua analisa statistik menggunakan program komputer SPSS.

BAB 5

HASIL PENELITIAN

5. 1. DATA PENELITIAN

KELOMPOK PERLAKUAN

	berat badan kelinci (kg)	diameter patella (cm)	panjang x lebar preparat (cm)	luas permukaan preparat (cm ²)
1	2,100	5,4	9,2 x 4,4	40,48
2	2,000	6,3	10,1 x 4,5	45,45
3	2,200	6,1	11,2 x 4,5	50,40
4	2,200	5,8	9,1 x 4,6	41,86
5	2,300	6,2	9,4 x 4,5	42,30
6	2,100	5,8	9,2 x 3,9	35,88
7	2,200	6,0	12,6 x 3,8	47,88
8	2,100	5,9	12,1 x 3,8	45,98
9	2,200	6,1	13,9 x 3,7	51,43

Tabel 5. 1. Data berat kelinci, diameter patella, dan luas preparat kelompok perlakuan

KELOMPOK KONTROL

	berat badan kelinci (kg)	diameter patella (cm)	panjang x lebar preparat (cm)	luas permukaan preparat (cm ²)
A	2,000	5,8	12,3 x 3,1	38,13
B	2,200	5,5	13,1 x 3,9	51,09
C	2,400	6,2	12,0 x 2,9	34,80
D	2,100	6,0	12,1 x 3,4	41,14
E	2,300	5,9	10,1 x 3,0	30,30
F	2,000	5,6	10,6 x 2,9	30,74
G	2,200	6,1	14,6 x 2,8	40,88
H	2,100	6,3	13,8 x 2,9	40,02
I	2,200	6,0	14,6 x 3,2	46,72

Tabel 5. 2. Data berat kelinci, diameter patella, dan luas preparat kelompok kontrol

KELOMPOK PERLAKUAN

	% radang	% osifikasi intramembran	% kondrogenesis	% osifikasi endokondral	% jar. Ikat
1	14,8	19,5	23,7	28,8	13,2
2	14,6	18,1	22,6	30,4	14,3
3	15,1	17,9	22,7	29,7	14,6
4	14,9	16,1	23,8	32,1	13,1
5	13,7	18,2	23,5	30,7	13,9
6	14,0	18,3	23,5	30,9	13,3
7	14,8	16,4	26,0	31,2	11,6
8	15,2	18,0	23,8	28,2	14,8
9	13,7	19,8	25,5	26,8	14,2

Tabel 5. 3. Data persentasi luas proses radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan jaringan ikat kelompok perlakuan

KELOMPOK KONTROL

	% radang	% osifikasi intramembran	% kondrogenesis	% osifikasi endokondral	% jar. Ikat
A	13,3	18,6	32,4	15,1	20,6
B	14,2	15,6	34,1	13,8	22,3
C	14,7	15,2	35,1	12,4	22,6
D	13,4	16,5	36,2	13,1	20,8
E	13,8	16,1	34,8	14,2	21,1
F	13,2	14,6	35,2	14,1	22,9
G	13,5	16,0	33,4	15,0	22,1
H	13,6	18,7	30,8	12,8	24,1
I	13,4	18,9	29,7	14,1	23,9

Tabel 5. 4. Data persentasi luas proses radang, osifikasi intramembran, kondrogenesis, osifikasi endokondral, dan jaringan ikat kelompok kontrol

5. 2. HASIL PENELITIAN

5. 2. 1. PENGUKURAN BERAT BADAN KELINCI

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
2,100	2,000
2,000	2,200
2,200	2,400
2,200	2,100
2,300	2,300
2,100	2,000
2,200	2,200
2,100	2,100
2,200	2,200

Pada pengukuran berat badan kelinci, didapatkan rata-rata berat badan kelinci kelompok perlakuan : 2,156 gram \pm 0,088, rata-rata berat badan kelinci kelompok kontrol : 2,167 gram \pm 0,132.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *two sample independent t-test*, dengan hasil $p=0,837$

5. 2. 2. PENGUKURAN DIAMETER PATELLA KELINCI

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
5,4	5,8
6,3	5,5
6,1	6,2
5,8	6,0
6,2	5,9
5,8	5,6
6,0	6,1
5,9	6,3
6,1	6,0

Pada pengukuran diameter patella, didapatkan rata-rata diameter patella kelompok perlakuan : 5,956 mm \pm 0,270, rata-rata diameter patella kelompok kontrol : 5,933 mm \pm 0,265.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *two sample independent t-test*, dengan hasil $p=0,862$

5. 2. 3. PENGUKURAN LUAS PERMUKAAN PREPARAT

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
40,48	38,13
45,45	51,09
50,40	34,80
41,86	41,14
42,30	30,30
35,88	30,74
47,88	40,88
45,98	40,02
51,43	46,72

Pada pengukuran luas permukaan preparat, didapatkan rata-rata luas permukaan preparat kelompok perlakuan : 44,629 mm² \pm 4,994, rata-rata luas permukaan preparat kelompok kontrol : 39,313 mm² \pm 6,859.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *two sample independent t-test*, dengan hasil $p=0,078$

Pada penghitungan statistik dengan *two sample independent t-test*, didapatkan hasil $p=0,837$ untuk berat badan, $p=0,862$ untuk diameter patella, $p=0,078$ luas permukaan preparat. Karena pada semua penghitungan statistik didapatkan $p>0,05$, maka dapat dikatakan bahwa kedua kelompok tersebut homogen.

5. 2. 4. MEMBANDINGKAN PERSENTASI PROSES RADANG

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
14,8	13,3
14,6	14,2
15,1	14,7
14,9	13,4
13,7	13,8
14,0	13,2
14,8	13,5
15,2	13,6
13,7	13,4

Pada penghitungan statistik yang membandingkan persentasi proses radang, didapatkan rata-rata persentasi radang kelompok perlakuan : $14,533 \% \pm 0,583$, rata-rata persentasi radang kelompok kontrol : $13,678 \% \pm 0,487$.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *multi-variate/manova-test*, dengan hasil $p=0,004$.

5. 2. 5. MEMBANDINGKAN PERSENTASI PROSES OSIFIKASI INTRAMEMBRAN

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
19,5	18,6
18,1	15,6
17,9	15,2
16,1	16,5
18,2	16,1
18,3	14,6
16,4	16,0
18,0	18,7
19,8	18,9

Pada penghitungan statistik yang membandingkan persentasi proses osifikasi intramembran, didapatkan rata-rata persentasi osifikasi intramembran kelompok perlakuan : 18,033 % \pm 1,214, rata-rata persentasi osifikasi intramembran kelompok kontrol : 16,689 % \pm 1,628.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *multi-variate/manova-test*, dengan hasil $p=0,064$.

5. 2. 6. MEMBANDINGKAN PERSENTASI PROSES KONDROGENESIS

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
23,7	32,4
22,6	34,1
22,7	35,1
23,8	36,2
23,5	34,8
23,5	35,2
26,0	33,4
23,8	30,8
25,5	29,7

Pada penghitungan statistik yang membandingkan persentasi proses kondrogenesis, didapatkan rata-rata persentasi kondrogenesis kelompok perlakuan : 23,9 % \pm 1,145, rata-rata persentasi kondrogenesis kelompok kontrol : 33,522 % \pm 2,172.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *multi-variate/manova-test*, dengan hasil $p=0,000$.

5. 2. 7. MEMBANDINGKAN PERSENTASI PROSES OSIFIKASI

ENDOKONDRAL

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
28,8	15,1
30,4	13,8
29,7	12,4
32,1	13,1
30,7	14,2
30,9	14,1
31,2	15,0
28,2	12,8
26,8	14,1

Pada penghitungan statistik yang membandingkan persentasi proses osifikasi endokondral, didapatkan rata-rata persentasi osifikasi endokondral kelompok perlakuan : 29,867 % \pm 1,664, rata-rata persentasi osifikasi endokondral kelompok kontrol : 13,844 % \pm 0,929.



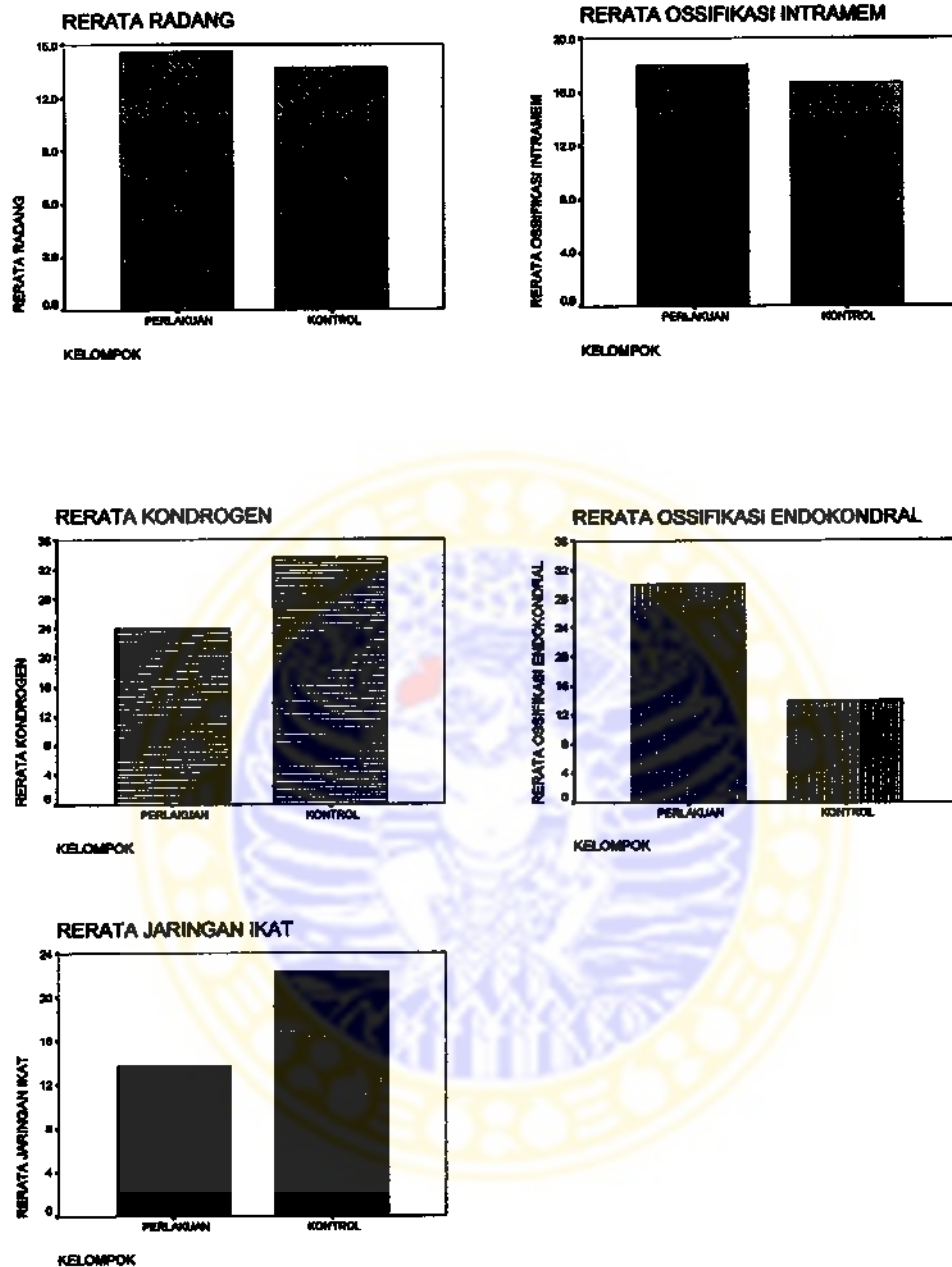
Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *multi-variate/manova-test*, dengan hasil $p=0,000$.

5. 2. 8. MEMBANDINGKAN PERSENTASI PROSES PEMBENTUKAN JARINGAN IKAT

KELOMPOK PERLAKUAN	KELOMPOK KONTROL
13,2	20,6
14,3	22,3
14,6	22,6
13,1	20,8
13,9	21,1
13,3	22,9
11,6	22,1
14,8	24,1
14,2	23,9

Pada penghitungan statistik yang membandingkan persentasi proses pembentukan jaringan ikat, didapatkan rata-rata persentasi jaringan ikat kelompok perlakuan : $13,667 \% \pm 0,990$, rata-rata persentasi jaringan ikat kelompok kontrol : $22,267 \% \pm 1,268$.

Penghitungan menggunakan uji statistik *One Sample Kosmogorov-Smirnov* pada kelompok perlakuan dan kontrol menunjukkan distribusi normal, sehingga dapat dibandingkan menggunakan uji parametrik *multi-variate/manova-test*, dengan hasil $p=0,000$.



Dari penghitungan statistik diatas dan dilihat dari diagram dapat diketahui bahwa pada kelompok perlakuan didapatkan peningkatan proses radang ($p=0,004$) dan osifikasi endokondral ($p=0,000$) yang bermakna, penurunan proses

kondrogenesis ($p=0,000$) dan pembentukan jaringan ikat ($p=0,000$) yang bermakna, serta peningkatan proses osifikasi intramembran yang tidak bermakna ($p=0,064$).

Pada penghitungan statistik statistik dengan menggunakan *Discriminant-Test* dapat diketahui dari kelima faktor tersebut, faktor pertama yang menyebabkan atau yang merubah adalah pada proses osifikasi endokondral.



BAB 6

PEMBAHASAN

Dari penelitian ini diharapkan dapat melihat pengaruh fiksasi gerakan translasi terhadap proses penyembuhan fraktur patella transversal yang diterapi dengan *tension band wiring*. Pada penelitian ini kami menggunakan patella kelinci yang dipatahkan secara transversal sebagai model fraktur patella transversal. Patella hewan coba kelinci tersebut dibagi menjadi dua kelompok, pada kelompok perlakuan dengan tindakan *tension band wiring* dan fiksasi gerakan translasi dengan *K-wire*, sedangkan pada kelompok kontrol hanya dengan tindakan *tension band wiring*. Dengan fungsi fleksi – ekstensi lutut pada hewan coba kelinci diharapkan mendekati dengan kondisi klinis sesungguhnya pada lutut manusia. Evaluasi dilakukan dengan pemeriksaan histologis setelah dua minggu tindakan atas dasar pernah digunakan pada penelitian sebelumnya, yang merupakan fase reparasi proses penyembuhan tulang. (Sang, 1998, Perka, 2000, Ferdericks, 2000).

Pengukuran persentasi proses penyembuhan dilakukan dengan bantuan alat *graticules* yang sebelumnya dikalibrasi dengan mikroskop yang akan digunakan, dengan menggunakan pembesaran total 450 kali.

Dari penelitian ini dapat diketahui bahwa tidak ada perbedaan yang bermakna pada berat badan kelinci ($p=0,837$), diameter patella ($p=0,862$), maupun

luas permukaan preparat ($p=0,078$) antara kelompok perlakuan dan kelompok kontrol, sehingga dapat dikatakan kedua kelompok homogen dan dianalisa secara parametrik menggunakan *Manova test*.

Pada penghitungan statistik hasil penghitungan persentasi histologis proses penyembuhan fraktur patella pada kedua kelompok penelitian dapat diketahui bahwa tidak ada perbedaan yang bermakna secara statistik pada persentasi proses osifikasi intramembran ($p=0,064$). Sedangkan pada persentasi proses radang ($p=0,004$) dan osifikasi endokondral ($p=0,000$), didapatkan peningkatan yang bermakna secara statistik pada kelompok perlakuan, yang diimbangi dengan penurunan yang bermakna secara statistik pada persentasi proses kondrogenesis ($p=0,000$) dan pembentukan jaringan ikat ($p=0,000$) kelompok perlakuan (Joyce, 1990). Pada uji *discriminan* dapat diketahui bahwa proses osifikasi endokondral merupakan faktor pertama yang membedakan atau yang merubah.

Pada penelitian ini didapatkan peningkatan proses radang yang bermakna ($p=0,004$) pada kelompok perlakuan. Walaupun secara teoritis dapat dikorelasikan bahwa semakin rigid fiksasi, semakin sedikit timbulnya proses radang, tetapi tidak sesuai pada hasil penelitian ini, yang dapat dijelaskan oleh karena adanya tambahan fiksasi berupa dua buah *K-wire* pada daerah fraktur antar fragmen, yang memberi kontribusi rangsangan pada proses inflamasi itu sendiri. Kemungkinan adanya proses infeksi sendiri dapat disingkirkan pada kelompok kontrol, karena tidak terdapatnya tanda-tanda infeksi pada seluruh hewan coba pada hari ke 14

setelah tindakan, seperti ; adanya pus, kemerahan, dan peningkatan suhu pada perabaan.

Pada proses penyembuhan fraktur, terjadi melalui fase inflamasi, reparasi, dan remodelling. Faktor mekanik seperti fiksasi terhadap gerakan translasi pada penelitian ini berpengaruh terutama pada fase reparasi, dimana terjadinya diferensiasi sel tergantung pada faktor mekanik. Penurunan proses kondrogenesis ($p=0,000$) dan pembentukan jaringan ikat ($p=0,000$) yang diimbangi dengan peningkatan proses osifikasi endokondral ($p=0,000$) pada kelompok perlakuan yang telah dilakukan fiksasi terhadap gerakan translasi menunjukkan bahwa tindakan fiksasi tersebut terbukti dapat meningkatkan proses diferensiasi sel mesenkim banyak menjadi osteoblas, tidak menjadi kondroblas dan fibroblas pada proses penyembuhan patah tulang patella transversal yang dilakukan terapi dengan *tension band wire*. Seperti yang dijelaskan pada Gambar 2. 9. Hal ini disebabkan oleh ekspresi lebih dini dari IHH, BMP 6, dan GLI 3, yang berfungsi mengatur maturasi kondrosit dan fibrosit. Gerakan translasi sendiri mempunyai efek hambatan pada ekspresi NF- κ B, suatu faktor transkripsi yang berperan pada osteogenesis. (Baylink, 1999, Iwasaki, 1998, Miclau, 1999, Le, 2001, Katzutoshi, 2001)

Tension band wiring pertama diperkenalkan oleh Pauwel (1900) mampu mengubah gaya *tension* yang diberikan menjadi gaya *compression* antar fragmen fraktur. Modifikasi yang dilakukan oleh Berg (1997) menggunakan *cannulated screw*, dan Gehr (2001) menggunakan nail dengan tujuan memfiksasi gerakan

translasi antar fragmen memberikan hasil lebih baik. Anderson dalam menggunakan prinsip yang sama menggunakan *K-wire* mula-mula ditujukan untuk fraktur yang lebih kominutif. Pada penelitian ini, penggunaan 2 buah *K-wire* sejajar untuk mencegah gerakan translasi terbukti mampu menurunkan proses kondrogenesis ($p=0,000$) dan pembentukan jaringan ikat ($p=0,000$) serta meningkatkan proses osifikasi endokondral ($p=0,000$), yang pada akhirnya dapat mempercepat proses penyembuhan. Pada proses osifikasi intramembran ($p=0,064$) memang tidak didapatkan perbedaan yang bermakna, karena memang proses tersebut tidak dipengaruhi oleh faktor mekanik, yang dirangsang oleh kadar BMP. (Duncan 1995)

Pada Gambar 2. 3 dan 2. 4. telah dijelaskan tentang gaya yang terjadi pada lutut pada gerakan fleksi-ekstensi menunjukkan bahwa lokasi penekanan permukaan dalam patella berbeda-beda pada setiap sudut fleksi. Hal ini memungkinkan adanya gerakan translasi antar fragmen pada fraktur patella yang dilakukan tindakan *tension band wiring*. Tambahan tindakan fiksasi dengan 2 buah *K-wire* sejajar pada terapi ini diharapkan dapat mencegah gerakan translasi tersebut, yang selanjutnya mampu meningkatkan proses penyembuhan fraktur patella transversal dengan osteosintesis *TBW*.

Tindakan *tension band wiring* pada terapi fraktur patella dikatakan memberikan hasil 22% *displacement* ≥ 2 mm post operatif (Smith 1997). Hal ini dapat memberikan komplikasi osteoarthritis sekunder sampai 56,4% kasus setelah 10 – 30 tahun kemudian (Philip 2000).

BAB 7

KESIMPULAN DAN SARAN

7. 1. KESIMPULAN

Dari penelitian ini dapat disimpulkan bahwa terdapat peranan fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan dua buah *K-wire* pada osteosintesis *TBW* yang digunakan pada terapi patah tulang patella transversal kelinci pada proses penyembuhan patah tulang, terutama pada :

- o Penurunan proses kondrogenesis
- o Penurunan proses pembentukan jaringan ikat
- o Peningkatan proses osifikasi endokondral

Fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan *K-wire* tersebut tidak memberi pengaruh pada proses osifikasi intramembran. Peningkatan proses radang pada kelompok perlakuan dapat disebabkan oleh adanya fiksasi interna yang berupa *K-wire* pada daerah fraktur.

7. 2. SARAN

Perlu dilakukan penelitian secara klinis lebih lanjut tentang pengaruh fiksasi gerakan translasi dengan menggunakan dua buah *K-wire* pada sistem *tension band wiring* pada terapi fraktur tulang patella transversal.

DAFTAR PUSTAKA

Apley, A. G., 1993. The Knee, In : Apley's System of Orthopaedics and Fractures, 7th ed. Butterworth – Heinemann Ltd. pp : 434.

Azharuddin, 1993. Tension Band Wiring, In : Osteosynthesis. Orthopaedi Department, FK UNAIR / RSU Dr. Soetomo, Surabaya.

Bancroft, J.D., 1982. Stevens, A., Theory and Practice of Histological Techniques. 2nd ed. Churchill Livingstone, London. pp : 33-329

Bateson, G., 1993. Diagnosis in Orthopaedics, In : Apley's System of Orthopaedics and Fractures, 7th ed. Butterworth – Heinemann Ltd. pp : 4, 15.

Berg, E. E., 1997. Open Reduction Internal Fixation of Displaced Transverse Patella Fractures with Figure – Eight Wiring Through Parallel Cannulated Compression Screws. J Orthop Trauma. Volume eleven, Number eight. Bookmark URL : /das/journal/view/ 19213029/N/10034345?source= MI (akses Januari 2003)

Bray, T. J., 1993. Patellar Fractures, In : Operative Orthopaedics. 2nd ed. Volume one. J. B. Lippincott Company, Philadelphia. pp : 663 – 670.

Bridgman, T., 1995. Bone Repair, In : *Functional Histology*. 2nd ed. Harper Collins College Publisers. New York. pp : 104 – 117.

Buckwalter, MS, Alan J., 1999. Loading of Healing Bone, Fibrous Tissue, and Muscle: Implications for Orthopaedic Practice. *J Am Acad Orthop Surg*;7

Constantinides, P., 1993. Regenerative Response, In : *General Patobiology*. British Columbia, North Vancouver. pp : 223 – 232.

Daniel, M. R., 2000. Emergency Department Evaluation and Treatment of Knee and Leg, In : *Orthopaedics Emergencies*. Emergency Medicine Clinics of North America. Volume eighteen, Number one, W. B. Saunders Company. [http : // www.mdconsult.com Bookmark URL : /das/journal/view/ 18613720/N/11186538? ja=165764&PAGE=1.html& ANCHOR=top&source= MI](http://www.mdconsult.com/BookmarkURL:/das/journal/view/18613720/N/11186538?ja=165764&PAGE=1.html&ANCHOR=top&source=MI) (akses Februari 2003)

Dee, R., 1988. Bone Healing. In : *Principles of Orthopaedic Practice*. Volume one. Mc Graw – Hill Book Company. New York. pp : 68 – 73.

Dodd, J. S., 1999. Osteocyte Hypoxia: A Novel Mechanotransduction Pathway. *Am. J. Physiol.* 277 (Cell Physiol. 46).

Dye, S. F., 1994. Functional Anatomy and Biomechanics of the Patellofemoral Joint, In : *The Knee*. Mosby. Ed by Scott, W. N. Missouri. pp : 381 – 388.

Einhorn, T. A., 1999. **Clinically Applied Models of Bone Regeneration in Tissue Engineering Research**. In : **Bone. Clinical Orthopaedics and Related Research**. Lippincott Williams & Wilkins, Inc. Number 367S, pp : S59-S67.

Epstein, J. L., **Bone and Joint**, In : **Johns Hopkins Atlas of Surgical Pathology**, CD ROM

Fiore, M.S.H., 1985. **Atlas of Human Histology**. Lea and Febiger Publications, Philadelphia. pp : 30-51.

Fredericks, D.C., 2000. **Effects of Pulsed Electromagnetic Fields on Bone Healing in a Rabbit Tibial Osteotomy Model**. *J Orthop Trauma* - 01-Feb-; 14(2). URL: </das/journal/view/29506554/N/11271954?source=MI> (akses Maret 2003)

Fricka, K. B., 2002. **Biomechanical Analysis of Anterior Scoliosis Instrumentation : Differences Between Single and Dual Rod System With and Without Interbody Structural Support**, *Spine*, April, Volume twenty-seven, Number seven. Bookmark URL : </das/journal/view/20432580/N/12321216?source=MI> (akses April 2003)

Gehr, J., Friedl, W., 2001. **Problems in Osteosynthesis of Patella Fractures with The AO Tension Belt and Consequences for New Implants, The XS Nail**. *Chirurg*, 01 Nov ; 72 (11). Bookmark URL : </das/journal/view/18613720/N/12177014?source=MI> (akses Mei 2003)

Iwasaki, M., 1998. Expression of Indian Hedgehog, Bone Morphogenetic Protein 6 and Gli during Skeletal Morphogenesis, Department of Orthopaedic Surgery, University of California, San Francisco, USA. Elsevier Science B.V.

Johnson, E. E., 1991. Fractures of the Patella, In : Rockwood and Green's Fractures in Adults. 3rd ed. Volume two. J. B. Lippincott Company, Philadelphia. pp : 1762 – 1776.

Kathryn, E., 1997. Patellar Fractures: Contemporary Approach to Treatment. J Am Acad Orthop Surg;5.

Ketut Siki, 2001. Peran Sitokin Dalam Proses Remodelling Tulang. Majalah Orthopaedi Indonesia. Volume XXIX No.1. hal : 1-10

Kurokouchi, K., 2001. Oscillating Fluid Flow Inhibits TNF α induced NF- κ B Activation via an IB Kinase Pathway in Osteoblast-like UMR 106 Cells. J. Biol. Chem., Vol. 276, Issued 16, April 20.

Le, A. X., 2001. Molecular Aspect of Healing in Stabilized and Non – Stabilized Fractures. Journal of Orthopaedic Research. Volume nineteenth, Number one, 1 Jan. pp : 78 – 84. <http://home.mdconsult.com/das/citation/body/jorg=journal&source=MI&sp=11794029&sid=106601893/N/11794029/1.html> (akses Juni 2003)

Lumley, J. S. P., 1990. *The Choice of Animal and Animal Husbandry*, In : *Essential of Experimental Surgery*. Butterworth, London. pp : 16 - 116.

Lumley, J. S. P., 1990. *Regional Surgey*. *Essential of Experimental Surgery*. Butterworths & Co. Ltd. pp: 210-211

Madiyono, B., 1995. *Perkiraan Besar Sampel*, Di : *Dasar – Dasar Metodologi Penelitian Klinis*. Ed oleh Sastroasmoro, S., *Bagian Ilmu Kesehatan Anak FKUI*, Jakarta. hlm : 187 – 212.

Miclau, T., 1999. *Do Fractures Heal by the Reinduction of Genes Expressed During Bone Development?*, In *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Annual Meeting Scientific Program*. Sacramento, CA. Friday, February 5

Mow, V. C., 1994. *Biomechanics*, In : *Orthopaedic Basic Science*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Ohio. pp : 408.

Nelson, 2002 ,*Fractures in General Page*. [www.davidnelson.md/Fractures in general.htm](http://www.davidnelson.md/Fractures%20in%20general.htm) Last updated January 14. (akses Juli 2003)

Nugroho, 1987. *The Effect of Electrical Stimulation on Biomechanic Properties of Bone Healing*. In : *Muskuloskeletal Trauma and Bone Tumours*. Ed by Sapardan S. The Indonesian Orthopaedic Association, Jakarta. pp : 295 – 302.

Ostrum, R. F., 1994. Bone, Injury, Regeneration and Repair, In : Orthopaedic Basic Science. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Ohio. pp : 279 – 320.

Paccione, M. F., 2001. A Mouse Model of Mandibular Osteotomy Healing. J Crainofac Surg, Sept. Volume twelve, Number five. : 444 – 450. Bookmark URL : [/das/journal/view/19275411/N/12102797?source=MI](#) (akses Agustus 2003)

Perka, C., 2000. Segmental Bone Repair by Tissue-Engineered Periosteal Cell Transplants with Bioresorbable Fleece and Fibrin Scaffolds in Rabbits. Biomaterials - 01-Jun-; 21(11): 1145-53.URL: [/das/journal/view/29506554/N/11417221?source=MI](#) (akses September 2003)

Philip, M. S., 2000. Management of Acute Fractures Around the Knee, Ankle, and Foot, In : Office Management of Trauma. Volume two, Number three, W. B. Saunders Company, September, [http : // www.mdconsult.com](http://www.mdconsult.com) Bookmark URL : [/das/journal/view/18613720/N/11549820?ja=216720&PAGE=1.html&ANCHOR=top&source=](#) (akses Oktober 2003)

Respati Suryanto Dradjat, 2001. Pengaruh Gelombang Ultrasonik Intensitas Rendah Terhadap Aktivitas Biologi. Majalah Orthopaedi Indonesia. Volume XXIX No.1. hal : 12-14

Rosai, J., 1989. Bone and Joint. In : Surgical Pathology. The C. V. Mosby Company, St.Louis. pp : 1459-1564

Salter, R. B., 1993. Specific Fractures and Joint Injuries in Adults, In : Textbook of Disorders and Injuries of the Musculoskeletal System. 2nd ed. William and Wilkins, Baltimore / London. pp : 535 – 536.

Sandritter, W., 1986. Tulang – Sendi. Di : Histopatologi. Edisi sepuluh. Penerbit Buku Kedokteran EGC, Jakarta. hlm : 291 – 301.

Sang-Hyun Park, 1998. The Influence of Active Shear or Compressive Motin on Fracture-Healing. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol.80.A. No. 6. June

Scheinberg, R. R., 1994. Fractures of the Patella, In : The Knee. Mosby. Ed by Scott, W. N. Missouri. pp : 1393 – 1401.

Simon, S. R., 1994. Kinesiology, In : Orthopaedic Basic Science. American of Orthopaedic Surgeons, Ohio. pp : 583 – 592.

Smith, S. T., 1997. Early Complications in the Operative Treatment of Patella Fractures. J Orthop Trauma, Apr, Volume eleven, Number three, p : 183 – 187.
Bookmark URL : </das/journal/view/19213029/N/9448959?source=MI> (akses November 2003)

Stephen. 1994. Post Traumatic Lesions. In : Diagnostic Surgical Pathology, Volume one, 2nd ed. Raven Press, New York, pp : 262 – 263.

Utomo, P., 1994. *Epidemiology Of the Trauma Around the Knee*. Orthopaedic Department, FK UNAIR / RSUD Dr. Soetomo, Surabaya. Dibacakan di KONAS PABOI, Denpasar, Bali, November

Volz, R. G., 1995. *Basic Biomechanics*, In : *Diagnosis of Bone and Joint Disorders*. 3rd ed. Volume two. W. B. Saunders Company, Philadelphia. pp : 791 – 803.

Widodo, J. P., 1993. Herjanto, P., Hasan, M., *Metode Penelitian dan Statistik Terapan*. Editor : Troeboes, P., Aboe, A.J., Linardi, W., Airlangga University Press, Surabaya.. hlm : 37 – 75.

Wijaya, D., 1987. *Result of Tension Band Wiring for the Treatment of Patellar Fractures*, In : *Musculoskeletal Trauma and Bone Tumours*. Ed by Sapardan S. The Indonesian Orthopaedic Association, Jakarta, pp : 263 – 270.

LAMPIRAN

Lampiran 1

Perhitungan dosis obat hewan coba menggunakan tabel Konversi Laurence dan Bacharah (1964) sebagai berikut :

	Mencit 20 g	Tikus 200 g	Marmot 400 g	Kelinci 1,5 kg	Kucing 2 kg	Kera 4 kg	Anjing 12 kg	Manusia 70 kg
Mencit 20 g	1,0	7,0	12,25	27,8	29,7	64,1	124,2	387,9
Tikus 200 g	0,14	1,0	1,74	3,9	4,2	9,2	17,8	56,0
Marmot 400 g	0,08	0,57	1,0	2,25	2,4	5,2	10,2	31,5
Kelinci 1,5 kg	0,04	0,25	0,44	1,0	1,08	2,4	4,5	<u>14,2</u>
Kucing 2 kg	0,03	0,23	0,41	0,92	1,0	2,2	4,1	13,0
Kera 4 kg	0,016	0,11	0,19	0,42	0,45	1,0	1,9	6,1
Anjing 12 kg	0,008	0,06	0,10	0,22	0,24	0,52	1,0	3,1
Manusia 70 kg	0,0026	0,018	0,031	<u>0,07</u>	0,076	0,16	0,32	1,0

Konversi perhitungan dosis untuk berbagai jenis hewan dan manusia
(Laurence dan Bacharach, 1964 *cit* Donatus dan Nurlaila, 1986)

Lampiran 2

Pembuatan Sediaan Histologi Tulang

Langkah-langkah teknik pembuatan sediaan histologi tulang dengan teknik parafin adalah sebagai berikut : (Bancroft, 1982)

1. Fiksasi : larutan neutral buffered formaldehyde 10%: (Bancroft,1982)

- 40 per cent formaldehyde 100 cm³
- Distilled water 900 cm³
- Sodium dihydrogen phosphate monohydrate 4 g
- Disodium hydrogen phosphate anhydrous 6,5 g

2. Dekalsifikasi: menggunakan asam nitrat 5 %, dengan cara direndam selama 2 menit (Bancroft, 1982)

3. Dehidrasi : larutan alkohol 80% selama 2 jam
larutan alkohol 90% selama 2 jam
larutan alkohol 95% selama 2 jam
larutan alkohol absolut I selama 1 jam
larutan alkohol absolut II selama 1 jam

4. *Clearing* : chloroform

5. Infiltrasi : parafin cair I selama 3 jam
parafin cair II selama 3 jam

6. *Embedding* : dicetak bentuk blok kemudian didinginkan selama 24 jam

7. *Trimming* : dipotong pada tepinya sehingga menjadi cetakan yang rapi
8. *Sectioning* : dilakukan pemotongan dengan mikrotom, tebal 5-6 mikron
9. *Mounting* : hasil potongan diletakkan diatas obyek gelas yang diberi egg albumin, dikeringkan dan sediaan siap untuk diwarnai

Langkah-langkah pewarnaan dengan Haematoxylin-eosin adalah sebagai berikut : (Bancroft, 1982)

1. *Deparafinisasi* : teteskan larutan Xylol I selama 2 menit
 teteskan larutan Xylol II selama 2 menit
 teteskan larutan alkohol absolut I selama 1 menit
 teteskan larutan alkohol absolut II selama 1 menit
 teteskan larutan alkohol 95% I selama 1 menit
 teteskan larutan alkohol 95% II selama 1 menit
 teteskan aquadestilata selama 10 menit
2. *Staining* : larutan Mayer's haematoxylin (Mayer, 1903) selama 15 menit, dengan komposisi :
- | | |
|------------------------------|----------------------|
| - Haematoxylin | 1 g |
| - Distilled water | 1000 cm ³ |
| - Potassium or Ammonium alum | 50 g |
| - Citric Acid | 1 g |
| - Chloral hydrate | 50 g |
| - Sodium Iodate | 0,2 g |

alkohol asam 3-10 celupan, cuci dengan air lagi
counterstain dengan eosin selama 1-2 menit

3. Dehidrasi : alkohol 95% selama beberapa celupan
alkohol absolut I selama 2 menit
alkohol absolut II selama 2 menit

4. *Clearing* : larutan Xylol I selama 2 menit
larutan Xylol II selama 2 menit
larutan Xylol III selama 2 menit

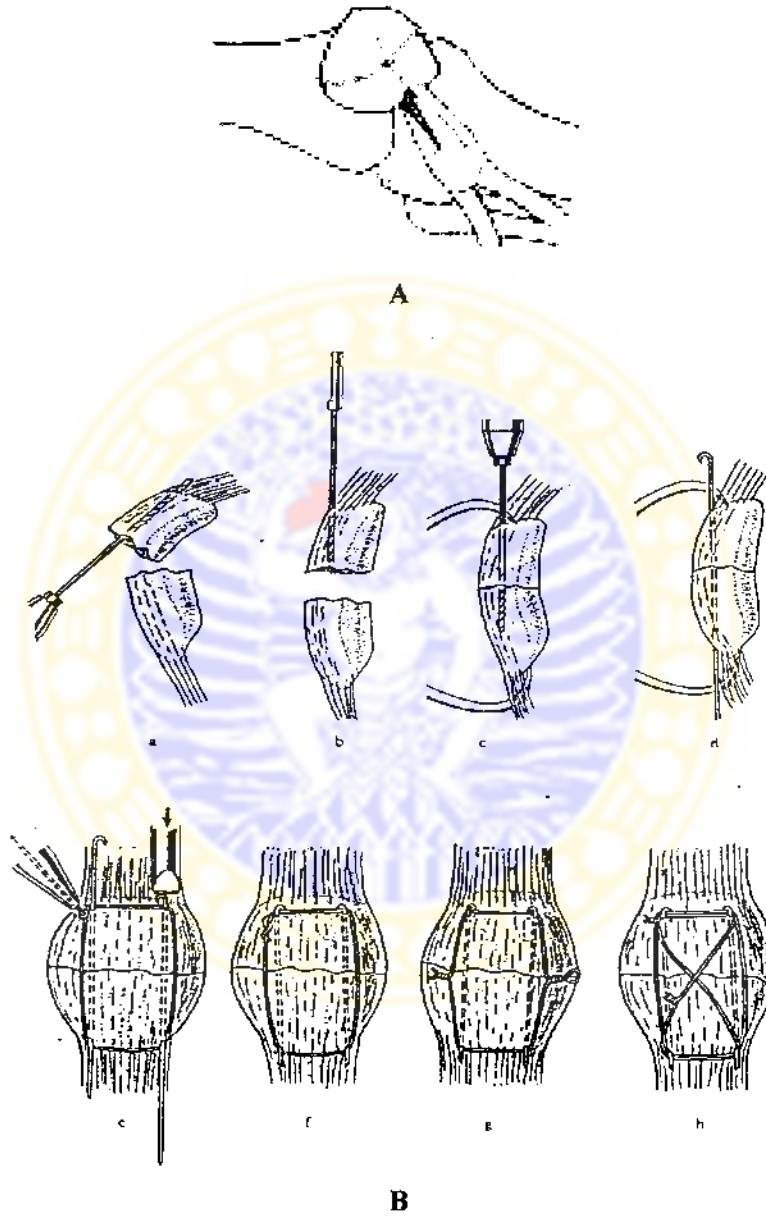
5. *Mounting* : dengan 1 tetes balsam Canada lalu ditutup dengan gelas penutup (*cover glass*) dan dibiarkan kering dalam suhu kamar

Lampiran 3**Rincian Dana Penelitian**

Perlengkapan untuk perlakuan	Rp. 2.000.000,00
Hewan coba 18 x 50.000	Rp. 900.000,00
Alat implant 18 x 100.000	Rp. 1.800.000,00
Tenaga di lapangan dan alat tulis	Rp. 1.500.000,00
Biaya perawatan 18 hewan coba selama 2 minggu	
18 x 14 x 5000	Rp. 1.260.000,00
Pemeriksaan histologi 18 x 50.000	Rp. 900.000,00
Lain – lain	Rp. 2.640.000,00 +
	<hr/> Rp.11.000.000,00

Lampiran 4

Gambar tindakan operasi *Tension Band Wiring* Patella



A. Teknik *Tension Band Wiring* menurut Schauwecker

B. Teknik *Modified Tension Band Wiring* menurut AO Group

Lampiran 5

Gambar Proses Penelitian

Alat dan Bahan yang Digunakan pada Tindakan Penelitian



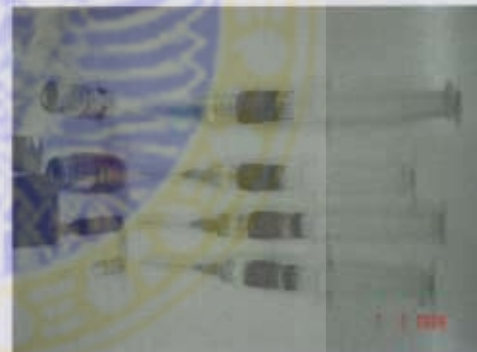
borr , tang, measuring device



wire, spuit, needle, suture, mess



handscoen, kass, minor operation set



pre-med and anaesthetic medication



Alat yang Digunakan pada Pengukuran Hasil Penelitian



graticule (objectives parts)



weight measure



graticules (ocular parts)



microscope

Tempat Kandang Hewan Coba Kelinci pada Laboratorium Farmasi



Tindakan yang Pemotongan Patella yang Dilakukan pada Penelitian



disinfection and incision



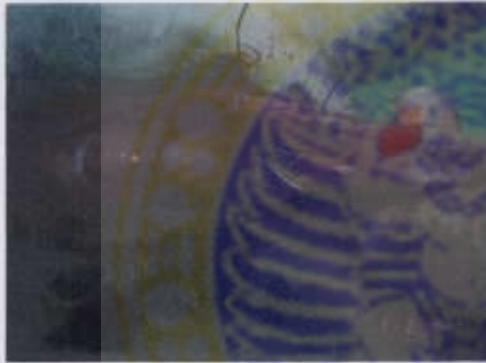
opening operation field

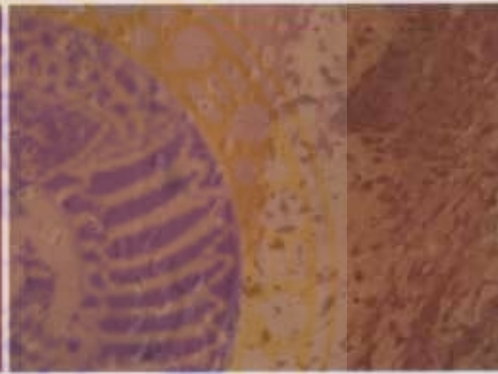


cutting patellar bone



patellar fracture

Tindakan Perlakuan TBW pada Penelitian*needle was inserted**figure of eight was done***Tindakan Kontrol TBW pada Penelitian***snare wire was inserted**figure of eight was done***Makroskopis Sediaan yang akan Diteliti***gross section**in buffered formaldehyde 10%:*

Gambaran Histologi yang Diperoleh (pada kelompok perlakuan)*Graticules callibration(450x)**Inflammation (450x)**Intramembran Ossification (450x)**Kondrogenesis (450x)**Endochondral Ossification (450x)**Fibrous Tissue Formation (450x)*

Lampiran 6**Hasil Penghitungan Statistik dengan SPSS****Means****Report**

KELOMPOK		BERAT BADAN	DIAMETER PATELLA	LUAS PREPARAT
PERLAKUAN	RERATA	2.156	5.956	44.6289
	SIM. BAKU	8.819E-02	.270	4.9935
	N	9	9	9
KONTROL	RERATA	2.167	5.933	39.3133
	SIM. BAKU	.132	.265	6.8589
	N	9	9	9

NPar Tests**KELOMPOK = PERLAKUAN****One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test**

		BERAT BADAN	DIAMETER PATELLA	LUAS PREPARAT
N		9	9	9
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	2.156	5.956	44.6289
	Std. Deviation	8.819E-02	.270	4.9935
Most Extreme Differences	Absolute	.248	.171	.124
	Positive	.196	.101	.124
	Negative	-.248	-.171	-.121
Kolmogorov-Smirnov Z		.745	.513	.372
Asymp. Sig. (2-tailed)		.635	.955	.999

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

c. KELOMPOK = PERLAKUAN

KELOMPOK = KONTROL**One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test**

		BERAT BADAN	DIAMETER PATELLA	LUAS PREPARAT
N		9	9	9
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	2.167	5.933	39.3133
	Std. Deviation	.132	.265	6.8589
Most Extreme Differences	Absolute	.178	.155	.173
	Positive	.178	.118	.173
	Negative	-.155	-.155	-.098
Kolmogorov-Smirnov Z		.535	.465	.518
Asymp. Sig. (2-tailed)		.937	.982	.951

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

c. KELOMPOK = KONTROL

Means**Report**

KELOMPOK		RADANG	OSSIFIKASI INTRAMEM	KONDRO GEN	OSSIFIKASI ENDOKON DRAL	JARINGAN IKAT
PERLAKUAN	RERATA	14.533	18.033	23.900	29.867	13.667
	SIM. BAKU	.583	1.214	1.145	1.664	.990
	N	9	9	9	9	9
KONTROL	RERATA	13.878	18.689	33.522	13.844	22.267
	SIM. BAKU	.487	1.628	2.172	.929	1.268
	N	9	9	9	9	9

NPar Tests**KELOMPOK = PERLAKUAN****One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test**

		RADANG	OSSIFIKASI INTRAMEM	KONDRO GEN	OSSIFIKASI ENDOKON DRAL	JARINGAN IKAT
N		9	9	9	9	9
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	14.533	18.033	23.900	29.867	13.667
	Std. Deviation	.583	1.214	1.145	1.664	.990
Most Extreme Differences	Absolute	.232	.234	.313	.181	.172
	Positive	.153	.191	.313	.100	.126
	Negative	-.232	-.234	-.141	-.181	-.172
Kolmogorov-Smirnov Z		.696	.702	.938	.544	.517
Asymp. Sig. (2-tailed)		.719	.708	.343	.928	.952

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

c. KELOMPOK = PERLAKUAN

KELOMPOK = KONTROL**One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test**

		RADANG	OSSIFIKASI INTRAMEM	KONDRO GEN	OSSIFIKASI ENDOKON DRAL	JARINGAN IKAT
N		9	9	9	9	9
Normal Parameters ^a	Mean	13.678	16.689	33.522	13.844	22.267
	Std. Deviation	.487	1.628	2.172	.929	1.268
Most Extreme Differences	Absolute	.230	.213	.166	.164	.155
	Positive	.230	.213	.117	.129	.155
	Negative	-.163	-.213	-.166	-.164	-.123
Kolmogorov-Smirnov Z		.690	.639	.499	.492	.464
Asymp. Sig. (2-tailed)		.727	.808	.965	.969	.983

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

c. KELOMPOK = KONTROL

T-Test**Group Statistics**

	KELOMPOK	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
BERAT BADAN	PERLAKUAN	9	2.156	8.819E-02	2.940E-02
	KONTROL	9	2.167	.132	4.410E-02
DIAMETER PATELLA	PERLAKUAN	9	5.956	.270	8.992E-02
	KONTROL	9	5.933	.265	8.819E-02
LUAS PREPARAT	PERLAKUAN	9	44.6289	4.9935	1.6645
	KONTROL	9	39.3133	6.8589	2.2863

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means			
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference
BERAT BADAN	Equal variances assumed	1.251	.280	-.210	16	.837	-1.111E-02
	Equal variances not assumed			-.210	13.938	.837	-1.111E-02
DIAMETER PATELLA	Equal variances assumed	.001	.973	.176	16	.862	2.222E-02
	Equal variances not assumed			.176	15.994	.862	2.222E-02
LUAS PREPARAT	Equal variances assumed	.521	.481	1.880	16	.078	5.3156
	Equal variances not assumed			1.880	14.621	.080	5.3156

General Linear Model

Between-Subjects Factors

	Value Label	N
KELOMPOK 1	PERLAKUAN	9
2	KONTROL	9

Descriptive Statistics

	KELOMPOK	Mean	Std. Deviation	N
RADANG	PERLAKUAN	14.533	.583	9
	KONTROL	13.678	.487	9
	Total	14.106	.682	18
OSSIFIKASI INTRAMEM	PERLAKUAN	18.033	1.214	9
	KONTROL	16.689	1.628	9
	Total	17.361	1.556	18
KONDROGEN	PERLAKUAN	23.900	1.145	9
	KONTROL	33.522	2.172	9
	Total	28.711	5.229	18
OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	PERLAKUAN	29.867	1.664	9
	KONTROL	13.844	.929	9
	Total	21.856	8.346	18
JARINGAN IKAT	PERLAKUAN	13.667	.990	9
	KONTROL	22.267	1.268	9
	Total	17.967	4.560	18

Multivariate Tests^b

Effect	Value	F	Hypothesis df	Error df	Sig.	
Intercept	Pillai's Trace	1.000	32906.106 ^a	4.000	13.000	.000
	Wilks' Lambda	.000	32906.106 ^a	4.000	13.000	.000
	Hotelling's Trace	10124.956	32906.106 ^a	4.000	13.000	.000
	Roy's Largest Root	10124.956	32906.106 ^a	4.000	13.000	.000
KEL	Pillai's Trace	.985	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
	Wilks' Lambda	.015	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
	Hotelling's Trace	64.623	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
	Roy's Largest Root	64.623	210.025 ^a	4.000	13.000	.000

a. Exact statistic

b. Design: Intercept+KEL

Tests of Between-Subjects Effects

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	RADANG	3.294 ^a	1	3.294	11.418	.004
	OSSIFIKASI INTRAMEN	8.134 ^b	1	8.134	3.943	.064
	KONDROGEN	416.642 ^c	1	416.642	138.260	.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	1155.202 ^d	1	1155.202	635.988	.000
	JARINGAN IKAT	332.820 ^e	1	332.820	257.252	.000
Intercept	RADANG	3581.401	1	3581.401	12415.062	.000
	OSSIFIKASI INTRAMEN	5425.347	1	5425.347	2629.763	.000
	KONDROGEN	14837.902	1	14837.902	4923.856	.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	8597.976	1	8597.976	4733.554	.000
	JARINGAN IKAT	5810.420	1	5810.420	4491.146	.000
KEL	RADANG	3.294	1	3.294	11.418	.004
	OSSIFIKASI INTRAMEN	8.134	1	8.134	3.943	.064
	KONDROGEN	416.642	1	416.642	138.260	.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	1155.202	1	1155.202	635.988	.000
	JARINGAN IKAT	332.820	1	332.820	257.252	.000
Error	RADANG	4.616	16	.288		
	OSSIFIKASI INTRAMEN	33.009	16	2.063		
	KONDROGEN	48.216	16	3.013		
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	29.062	16	1.816		
	JARINGAN IKAT	20.700	16	1.294		
Total	RADANG	3589.310	18			
	OSSIFIKASI INTRAMEN	5466.490	18			
	KONDROGEN	15302.760	18			
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	9782.240	18			
	JARINGAN IKAT	6163.940	18			
Corrected Total	RADANG	7.909	17			
	OSSIFIKASI INTRAMEN	41.143	17			
	KONDROGEN	464.858	17			
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	1184.264	17			
	JARINGAN IKAT	353.520	17			

a. R Squared = .416 (Adjusted R Squared = .380)

b. R Squared = .198 (Adjusted R Squared = .148)

c. R Squared = .896 (Adjusted R Squared = .890)

d. R Squared = .975 (Adjusted R Squared = .974)

e. R Squared = .941 (Adjusted R Squared = .938)

Estimated Marginal Means KELOMPOK

Estimates

Dependent Variable	KELOMPOK	Mean	Std. Error
RADANG	PERLAKUAN	14.533	.179
	KONTROL	13.678	.179
OSSIFIKASI INTRAMEM	PERLAKUAN	18.033	.479
	KONTROL	16.689	.479
KONDROGEN	PERLAKUAN	23.900	.579
	KONTROL	33.522	.579
OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	PERLAKUAN	29.867	.449
	KONTROL	13.844	.449
JARINGAN IKAT	PERLAKUAN	13.667	.379
	KONTROL	22.267	.379

Pairwise Comparisons

Dependent Variable	(I) KELOMPOK	(J) KELOMPOK	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a
RADANG	PERLAKUAN	KONTROL	.856*	.253	.004
	KONTROL	PERLAKUAN	-.856*	.253	.004
OSSIFIKASI INTRAMEM	PERLAKUAN	KONTROL	1.344	.677	.064
	KONTROL	PERLAKUAN	-1.344	.677	.064
KONDROGEN	PERLAKUAN	KONTROL	-9.622*	.818	.000
	KONTROL	PERLAKUAN	9.622*	.818	.000
OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	PERLAKUAN	KONTROL	16.022*	.635	.000
	KONTROL	PERLAKUAN	-16.022*	.635	.000
JARINGAN IKAT	PERLAKUAN	KONTROL	-8.600*	.536	.000
	KONTROL	PERLAKUAN	8.600*	.536	.000

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the .05 level.

a. Adjustment for multiple comparisons: Least Significant Difference (equivalent to no adjustments).

Multivariate Tests

	Value	F	Hypothesis df	Error df	Sig.
Pillai's trace	.985	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
Wilks' lambda	.015	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
Hotelling's trace	64.623	210.025 ^a	4.000	13.000	.000
Roy's largest root	64.623	210.025 ^a	4.000	13.000	.000

Each F tests the multivariate effect of KELOMPOK. These tests are based on the linearly independent pairwise comparisons among the estimated marginal means.

a. Exact statistic

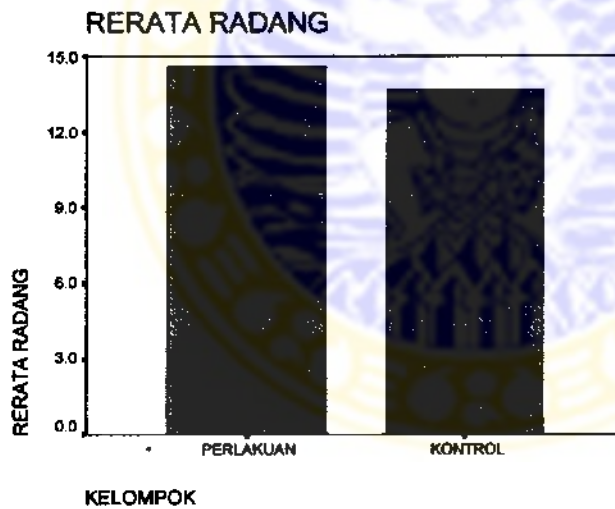
Univariate Tests

Dependent Variable		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
RADANG	Contrast	3.294	1	3.294	11.418	.004
	Error	4.616	16	.288		
OSSIFIKASI INTRAMEM	Contrast	8.134	1	8.134	3.943	.064
	Error	33.009	16	2.063		
KONDROGEN	Contrast	416.642	1	416.642	138.260	.000
	Error	48.216	16	3.013		
OSSIFIKASI ENDOKONDRA	Contrast	1155.202	1	1155.202	635.988	.000
	Error	29.062	16	1.816		
JARINGAN IKAT	Contrast	332.820	1	332.820	257.252	.000
	Error	20.700	16	1.294		

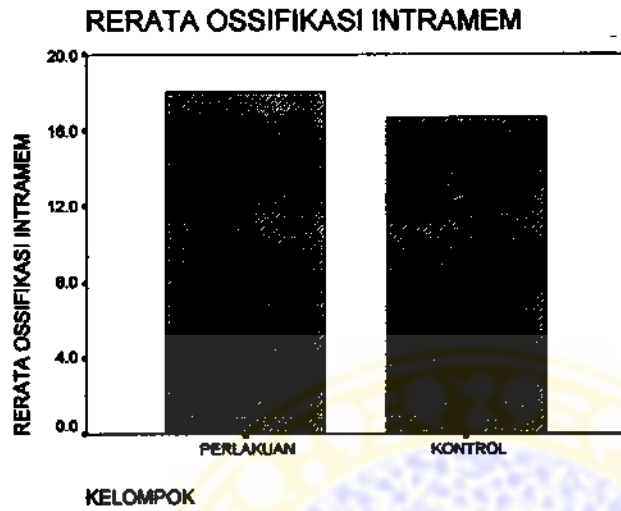
The F tests the effect of KELOMPOK. This test is based on the linearly independent pairwise comparisons among the estimated marginal means.

Profile Plots

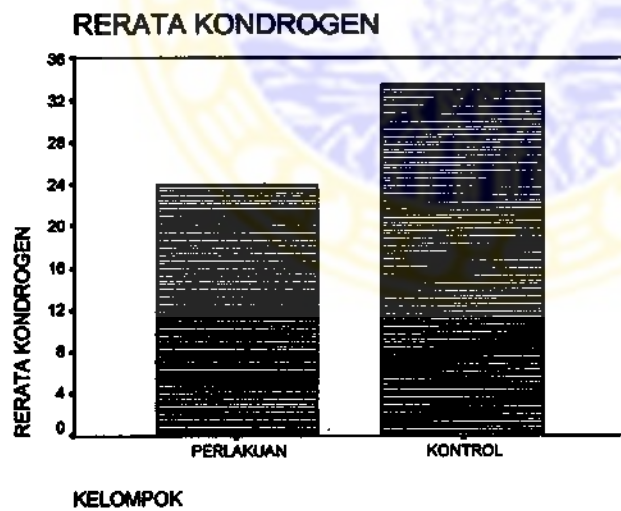
RADANG



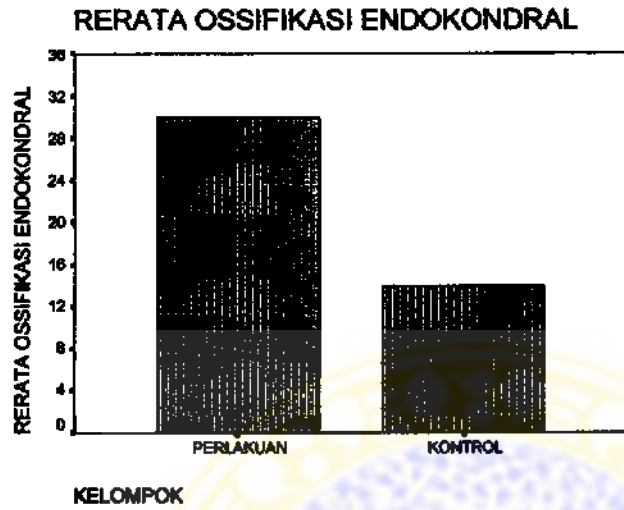
OSSIFIKASI INTRAMEM



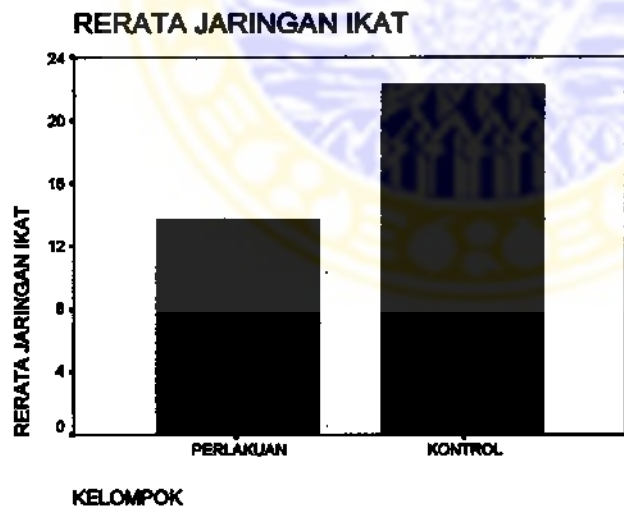
KONDROGEN



OSSIFIKASI ENDOKONDRA



JARINGAN IKAT



Discriminant

Analysis Case Processing Summary

Unweighted Cases	N	Percent
Valid	18	100.0
Excluded		
Missing or out-of-range group codes	0	.0
At least one missing discriminating variable	0	.0
Both missing or out-of-range group codes and at least one missing discriminating variable	0	.0
Total	0	.0
Total	18	100.0

Group Statistics

KELOMPOK		Mean	Std. Deviation	Valid N (listwise)	
				Unweighted	Weighted
PERLAKUAN	RADANG	14.533	.583	9	9.000
	OSSIFIKASI INTRAMEM	18.033	1.214	9	9.000
	KONDROGEN	23.900	1.145	9	9.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	29.867	1.664	9	9.000
	JARINGAN IKAT	13.667	.990	9	9.000
KONTROL	RADANG	13.678	.487	9	9.000
	OSSIFIKASI INTRAMEM	16.689	1.628	9	9.000
	KONDROGEN	33.522	2.172	9	9.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	13.844	.929	9	9.000
	JARINGAN IKAT	22.267	1.268	9	9.000
Total	RADANG	14.106	.682	18	18.000
	OSSIFIKASI INTRAMEM	17.361	1.556	18	18.000
	KONDROGEN	28.711	5.229	18	18.000
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	21.856	8.346	18	18.000
	JARINGAN IKAT	17.967	4.560	18	18.000

Tests of Equality of Group Means

	Wilks' Lambda	F	df1	df2	Sig.
RADANG	.584	11.418	1	16	.004
OSSIFIKASI INTRAMEM	.802	3.943	1	16	.064
KONDROGEN	.104	138.260	1	16	.000
OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	.025	635.988	1	16	.000
JARINGAN IKAT	.059	257.252	1	16	.000

Analysis 1

Stepwise Statistics

Variables Entered/Removed^{a,b,c,d}

Step	Entered	Wilks' Lambda							
		Statistic	df1	df2	df3	Exact F			
						Statistic	df1	df2	Sig.
1	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	.025	1	1	16	635.988	1	16.0	.000

At each step, the variable that minimizes the overall Wilks' Lambda is entered.

- Maximum number of steps is 10.
- Minimum partial F to enter is 3.84.
- Maximum partial F to remove is 2.71.
- F level, tolerance, or VIN insufficient for further computation.

Variables in the Analysis

Step		Tolerance	F to Remove
1	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	1.000	635.988

Variables Not in the Analysis

Step		Tolerance	Min. Tolerance	F to Enter	Wilks' Lambda
0	RADANG	1.000	1.000	11.418	.584
	OSSIFIKASI INTRAMEMBRAN	1.000	1.000	3.943	.802
	KONDROGEN	1.000	1.000	138.260	.104
	OSSIFIKASI ENDOKONDRAL	1.000	1.000	635.988	.025
	JARINGAN IKAT	1.000	1.000	257.252	.059
1	RADANG	.992	.992	.722	.023
	OSSIFIKASI INTRAMEMBRAN	.867	.867	3.313	.020
	KONDROGEN	.972	.972	1.339	.023
	JARINGAN IKAT	.818	.818	.781	.023

Wilks' Lambda

Step	Number of Variables	Lambda	df1	df2	df3	Exact F			
						Statistic	df1	df2	Sig.
1	1	.025	1	1	16	635.988	1	16.0	2.609E-14

Summary of Canonical Discriminant Functions

Eigenvalues

Function	Eigenvalue	% of Variance	Cumulative %	Canonical Correlation
1	39.749 ^a	100.0	100.0	.988

a. First 1 canonical discriminant functions were used in the analysis.

Wilks' Lambda

Test of Function(s)	Wilks' Lambda	Chi-square	df	Sig.
1	.025	57.465	1	.000

Standardized Canonical Discriminant Function Coefficients

	Function
	1
OSSIFIKASI ENDOKONDRA	1.000

Structure Matrix

	Function
	1
OSSIFIKASI ENDOKONDRA	1.000
JARINGAN IKAT	-.427
OSSIFIKASI INTRAMEM	-.364
KONDROGEN	-.168
RADANG	-.087

Pooled within-groups correlations between discriminating variables and standardized canonical discriminant functions
Variables ordered by absolute size of correlation within function.

a. This variable not used in the analysis.

Canonical Discriminant Function Coefficients

	Function
	1
OSSIFIKASI ENDOKONDRA	.742
(Constant)	-16.217

Unstandardized coefficients

Functions at Group Centroids

	Function
KELOMPOK	1
PERLAKUAN	5.944
KONTROL	-5.944

Unstandardized canonical discriminant functions evaluated at group means

Classification Statistics**Classification Processing Summary**

Processed		18
Excluded	Missing or out-of-range group codes	0
	At least one missing discriminating variable	0
Used in Output		18

Prior Probabilities for Groups

KELOMPOK	Prior	Cases Used in Analysis	
		Unweighted	Weighted
PERLAKUAN	.500	9	9.000
KONTROL	.500	9	9.000
Total	1.000	18	18.000

Classification Function Coefficients

	KELOMPOK	
	PERLAKUAN	KONTROL
OSSIFIKASI ENDOKONDRAL (Constant)	16.443	7.622
	-246.240	-53.454

Fisher's linear discriminant functions

Classification Results^a

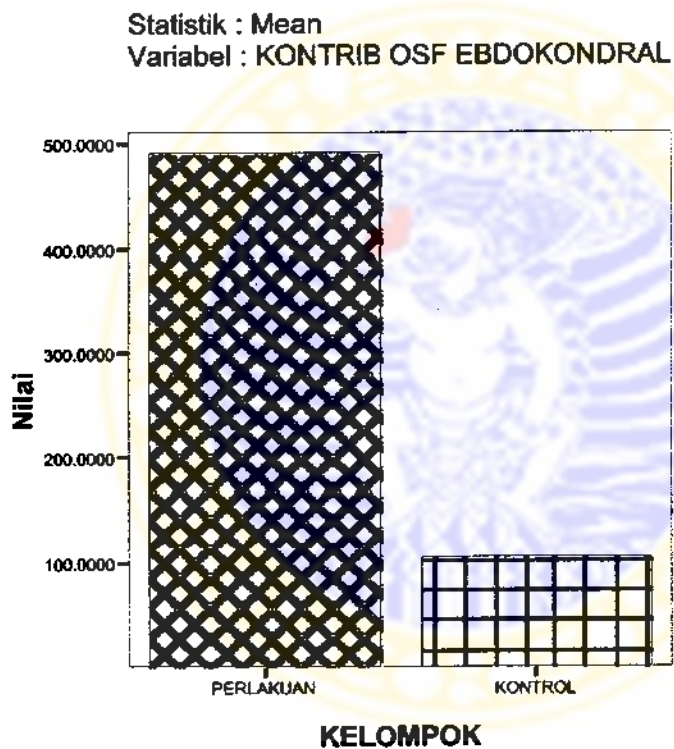
		KELOMPOK	Predicted Group Membership		Total
			PERLAKUAN	KONTROL	
Original	Count	PERLAKUAN	9	0	9
		KONTROL	0	9	9
%		PERLAKUAN	100.0	.0	100.0
		KONTROL	.0	100.0	100.0

a. 100.0% of original grouped cases correctly classified.



**Tabel : Rerata Kontribusi Ossifikasi Endokondral
Pada kelompok perlakuan**

Mean	
KELOMPOK PERLAKUAN	KONTRIB OSF EBDOKO NDRAL
PERLAKUAN	491.0976
KONTROL	105.5224



**GAMBAR : POLA KONTRIBUSI OSSIFIKASI ENDOKONDRAL
PADA KELOMPOK PERLAKUAN**