

TULANG : TINJAUAN DARI SUDUT PANDANG FISIKA

Julizar Nazar

Bagian Fisika Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Andalas
E-mail : julizar.nzr@gmail.com

Abstrak

Tulang secara fisika mempunyai peranan statika dan dinamika yang sempurna dan unik dibanding rancangan apapun juga. Kesempurnaan statika tulang terdapat pada bentuknya yang bervariasi dan penempatan yang sesuai dengan fungsi dari masing-masing tulang. Keunggulan dinamik tulang dibanding rancangan bangunan yang lain terdapat pada struktur dan komponen penyusunnya. Struktur penyusun tulang yang terdiri dari tulang kompak sangat kuat dan tidak mudah dipatahkan. Komponen tulang yang terdiri dari tulang trabecular berfungsi sebagai bantalan yang mampu menyerap energi yang besar ketika tubuh mendapat beban atau ketika tubuh terjatuh. Kombinasi tulang yang terdiri dari bagian yang kompak dan berongga ini mampu menahan beban 25 kali lebih besar dibanding granit yang mendapat beban yang sama.

Kata Kunci: Tulang - Statika – Dinamika.

Abstract

Physicsly, bone have role unique and perfect statics and dynamics compared to whatever designs. Perfection of bone statics there are on its various and location matching with function from each bones. Excellence of bone dynamic compared to other designs there are on structure and its compiler component. Structure compiler of bone which consist of compact bone very strong and is not easy to broken. Bone componen which consist of trabecular functioning as pad which capable to permeate large energi when body get burden or fallen down. Bone combination which consist of trabecular and compact can arrest burden 25 bigger times compared to granite getting same burden.

Keywords: Bone - Statics - Dynamic

Pendahuluan

Tulang menarik bagi para Ahli Fisika, karena sistem organ ini pada tubuh berkaitan erat dengan masalah **statika** (keseimbangan) dan **dinamika** (gerak) yang melibatkan **gaya** yang terjadi sewaktu berdiri, berjalan, berlari, mengangkat benda dan lain-lain. Masalah statika dan dinamika pada tubuh yang alami ini sangat menarik untuk dibahas karena tak satupun dari ciptaan manusia yang mempunyai sistem statika dan dinamika yang begitu fleksibel.⁽¹⁾

Bagi para *Engineers* masalah tulang, juga menarik fokus perhatian mereka karena bentuk tulang yang sangat bervariasi yang mempunyai fungsi statika dan dinamika yang unik. Ketika salah satu dari tulang tersebut tidak berfungsi, mereka berpikir apakah mampu membuat duplikatnya mendekati bentuk, struktur dan fungsi sebagaimana aslinya. Berbagai prothese telah mereka hasilkan untuk menggantikan bagian tubuh yang tak berfungsi, namun masih saja hasilnya belum menyamai bagian tubuh yang diganti tersebut. Sampai sekarang terus dikembangkan tehnik-tehnik pembuatan prothese sampai mendekati fungsi aslinya.⁽²⁾ Pada tulisan ini akan dibahas secara ringkas tentang statika dan dinamika tulang (rangka).

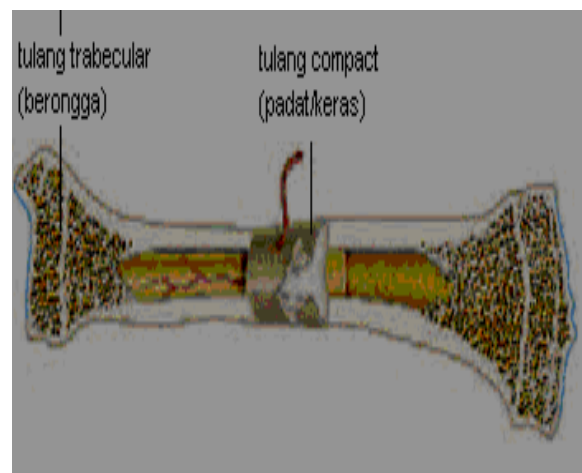
Statika Tulang

Membicarakan statika pada tulang maka yang dimaksudkan disini adalah bagaimana tulang begitu “hebat” mempertahankan keseimbangan tubuh, baik dalam hal menopang tubuh maupun dalam hal memproteksi organ-organ penting sebagaimana fungsinya sebagai protektor.

Jika seorang Insinyur Mekanik dihadapkan dengan masalah rancangan rangka (tulang), ia akan membutuhkan penjelasan tentang fungsi dari perbedaan tulang yang ada, selagi fungsi tulang tersebut didasarkan pada bentuk, konstruksi internal dan dari materi apa tulang tersebut terbuat. Jika kita memilah dari sekitar 200 tulang yang ada dalam berbagai bentuk, kita akan melihat ada lima bentuk tulang yang berkaitan fungsinya dalam hal statika dan dinamika yaitu :⁽³⁻⁶⁾

1. Bentuk plat seperti: scapula dan sebagian tengkorak. Posisinya yang berdiri seperti dinding memiliki fungsi protector yang tidak mudah patah karena tekanan.
2. Bentuk pipa seperti lengan, kaki dan jari. Berfungsi sebagai tuas (pengungkit) dalam gerak (dinamika).
3. Bentuk silindris pada vertebrae (ruas tulang belakang). Bentuknya yang sedikit lingkaran dan pendek-pendek berfungsi menjaga keseimbangan ketika tubuh mendapat beban.
4. Bentuk irregular misalnya pada pinggul dan tumit, mempunyai fungsi statik dan dinamik yang unik dan luar biasa yang belum biasa ditiru oleh para engineer.
5. Pipih misalnya pada tulang dada. Posisinya yang terletak seperti dinding papan memberikan kekuatan agar tidak mudah patah jika ada tekanan dari atas.

Jika kita potong beberapa tulang akan ditemui bahwa tulang disusun dari satu atau kombinasi dua dari bagian yang berbeda yaitu: bagian yang *kompak (solid)* dan bagian yang *berongga (trabecular)*. Gambar 1. memperlihatkan penampang tulang tibia orang dewasa, yang dipotong pada sumbu memanjang.⁽⁷⁾

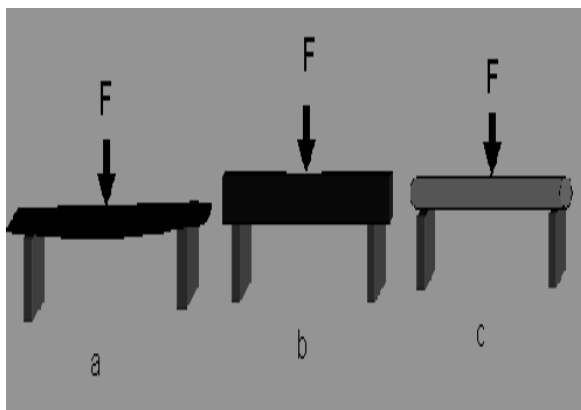


Gambar. 1: Penampang memanjang tibia orang dewasa⁽⁷⁾

Tulang trabecular lebih sering ditemukan pada ujung tulang panjang, sementara tulang kompak terdapat pada bagian pertengahan. Tulang trabecular lebih lemah dibanding tulang kompak karena terjadi pengurangan sejumlah massa. Tulang yang osteoporotic bahkan lebih lemah lagi.⁽⁸⁾

Untuk mendapatkan kekuatan (fungsi) yang maksimum dari suatu konstruksi, perlu digambarkan bagaimana konstruksi (system) tersebut dirancang. Penelitian terhadap konstruksi femur menunjukkan betapa sempurnanya tulang tersebut dirancang untuk melaksanakan fungsinya.⁽¹⁾ Tekanan (Gaya persatuan luas) pada sebuah tulang dapat dianalisa dengan cara yang sama sebagaimana tekanan bekerja pada suatu batang baja bangunan.

Gambar 2a memperlihatkan suatu batang (bantalan) persegi yang diletakan pada dua balok dengan gaya tekan pada tengahnya.



Gambar 2.: Mekanisme tekanan pada sebuah bantalan.

Tekanan digambarkan sebagai anak panah. Tekanan akan bekerja dari atas, akan membuat batang menjadi melengkung (gb. 2a). Pada gambar 2b batang dipertebal dengan merubah posisi persegi pada balok sehingga tekanan tersebar pada bantalan mengakibatkan bantalan mendapat tekanan lebih kecil dibanding gambar 2.a. Selanjutnya jika bantalan diganti dengan suatu batang yang berbentuk silinder, maka sebaran tekanan akan merata ke segala arah sehingga batang tetap dalam keadaan lurus. Jadi dari ketiga bantalan diatas maka didapatkan kekuatan

maksimum terdapat pada bentuk silinder. Dengan demikian selagi tekanan datang dari segala arah, maka bentuk yang ideal dari femur untuk menyangga tubuh adalah bentuk silinder.⁽¹⁾

Posisi 2b. diadaptasi oleh struktur rangka pada tulang iga dan beberapa tulang pipih lainnya seperti scapula dan pelvis. Struktur ini memberikan kekuatan static yang maksimum untuk menahan beban yang berada diatasnya. Posisi 2b disamping memberikan kekuatan statik yang maksimum, tulang-tulang ini juga dimaksudkan sebagai container untuk melindungi organ penting yang berada di dalamnya.

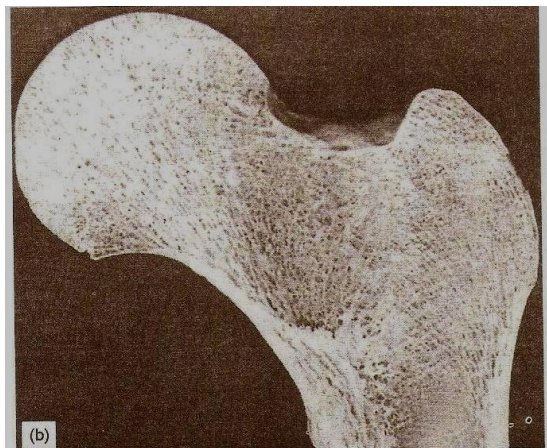
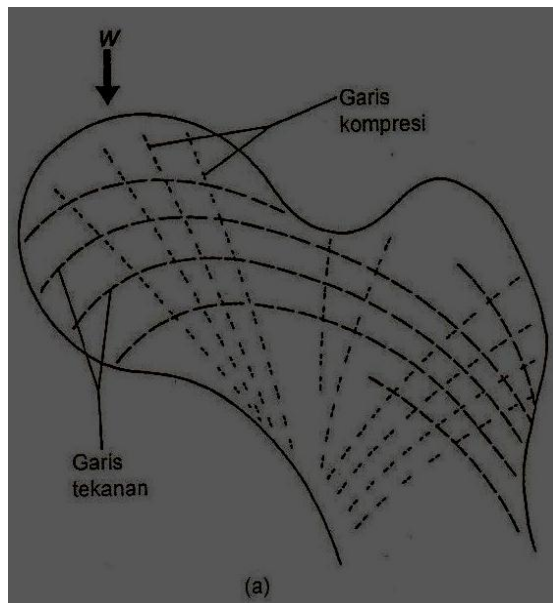
Jika kita mencoba membengkokkan suatu pipa maka bagian tengahnya akan mengalami penipisan sedangkan bagian ujungnya tetap pada ukuran semula. Sebaliknya jika bagian silinder tersebut bagian tengahnya dipertebal maka akan sulit bagi kita untuk membengkokkannya. Demikianlah hal pada tulang penyangga kita (femur dan tulang pipa lainnya). Ketebalan yang ekstra pada bagian tengah akan memperkuat struktur ini. Tulang kompak dari femur lebih tebal pada bagian tengahnya dan lebih tipis pada bagian ujungnya (gambar. 3). Hal ini merupakan suatu kualitas yang tinggi dari suatu rancangan.⁽⁶⁾



Gambar 3. Penampang memanjang femur orang dewasa⁽⁶⁾

Pola trabecular pada ujung femur juga mengoptimalkan penerimaan gaya dari tubuh. Gambar 4a. memperlihatkan secara *skematik garis tekanan* dan kompresi pada bagian kepala dan leher femur yang mendapat beban dari masa tubuh. Bertambah luasnya permukaan pada kepala dan leher femur juga akan mengurangi tekanan (P) pada femur itu

sendiri. sebagaimana diketahui bahwa tekanan (P) berbanding terbalik dengan luas permukaan (A) yang mendapat gaya (F).⁽⁹⁾ Sebaran garis-garis gaya ini membayangkan pada sebuah tulang femur orang dewasa seperti yang terlihat pada gambar 4b. Identik dengan ini pada bagian ujung bawah (distal), gaya-gaya juga tersebar sebagaimana pola trabecular bagian atas.



Gambar 4. a. Skematik sebaran garis-garis gaya kompresi dan tekanan pada kepala femur yang mendapat beban dari atas. Garis-garis gaya ini tersebar dimungkinkan karena kepala femur yang bersifat berongga (sponge).

b. garis - garis gaya ini membayangkan pada sebuah tulang femur orang dewasa.⁽¹⁾

Bagaimana selanjutnya peran tulang bagian yang kompak ?. Sebagaimana kita ketahui, tulang adalah subjek utama untuk menerima tenaga kompresi seperti pada anggota bawah dan vertebrae. Bagian trabecular membutuhkan kekuatan dari material yang kompak. Oleh karena itu, trabecular relatif lebih fleksibel. Trabecular juga dapat menyerap energi ketika gaya yang besar terlibat dalam suatu aktivitas seperti berjalan, berlari, dan melompat. Dengan kata lain, tulang trabecular tidak dapat berfungsi dengan baik jika ada tekanan yang lebih besar. Bagian tulang kompak akan memainkan perannya dalam mencegah supaya tidak terjadi bengkokan yang tidak diinginkan. Hal terjadi pada bagian tengah sepanjang tulang.^(1,10)

Mekanika Tulang

Sekarang marilah kita diskusikan beberapa sifat mekanik dari tulang. Tulang disusun oleh kristal mineral. Pada tulang keras terikat suatu jaringan yang fleksibel berupa matrik collagen. Matrik collagen mempunyai sifat mekanik yang jauh berbeda dengan tulang yang tersusun dari material padat.^(1,5,6) Pada kenyataannya di alam, kedua komponen ini (jaringan collagen dan padat) saling mempengaruhi dalam menghasilkan sifat mekanik yang luar biasa. Kombinasi ini menghasilkan suatu materi yang sama kuatnya seperti granit yang dipadatkan dan 25 kali lebih kuat dari pada granit yang mendapat tekanan yang sama.⁽¹⁾

Untuk memahami sifat-sifat mekanik tulang, kita haruslah mengetahui lebih dulu standar fisik sepotong tulang diantaranya: **kepadatan (density) tulang, perpanjangan atau pematatannya dibawah gaya yang diberikan. (Young's modulus elasticity) dan seberapa besar gaya dibutuhkan untuk mematahkan (menghancurkannya) dengan kompresi, tekanan dan tarikan.** Kita juga dapat menentukan kekuatannya

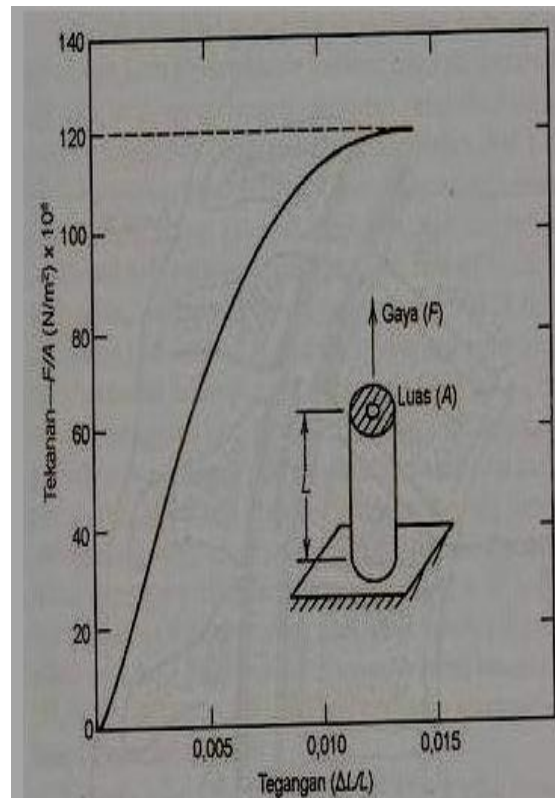
tergantung pada waktu yang berlebih dengan gaya yang terpakai dan seberapa besar energi elastisitasnya disimpan sebelum tulang jadi patah.

Density dari tulang kompak mempunyai nilai kurang lebih kira-kira 1,9 gr/ml.⁽¹⁾ Pada usia tua, tulang menjadi lebih berporous pada bagian dalamnya, namun demikian bagian tulang yang tidak berpori, densitynya masih kira-kira 1,9 gr/cm³. Hal ini menyebabkan tulang berkurang dalam hal kekuatan karena menjadi lebih tipis sedikit kurang padat. Density tulang secara kuantitas fisik, biasanya di pengaruhi oleh massa tulang. Pencitraan tulang dengan sinar-X dapat memberikan suatu gambaran masa tulang berdasarkan pada kepadatannya.⁽¹¹⁾

Semua materi berubah panjangnya apabila diberi tekanan atau kompresi.⁽⁹⁾ Jika suatu sampel tulang yang segar diletakan pada suatu instrumen untuk mengukur perpanjangannya dibawah tekanan, akan diperoleh kurva yang mirip seperti gambar 5.

Menurut hukum Hook:⁽⁹⁾ Regangan (strain) $\Delta l/L$ meningkat secara garis lurus pada permulaannya, pemanjangan sebanding dengan tekanan (F/A) yang diberikan. Sebagaimana peningkatan gaya (F), pemanjangan (Δl) meningkat dengan cepat, tulang akan patah pada tekanan kira-kira 120 N/mm².⁽¹⁾ Perbandingan tekanan terhadap regangan adalah berbanding lurus yang disebut juga Modulus Young Y yaitu:

$$Y = \frac{F/A}{\Delta l/L} \text{ atau } \Delta l = \frac{L.F}{AY}$$



Gambar 5: Kurva perubahan panjang tulang ketika diberi tekanan⁽¹⁾

Modulus Young untuk tulang dan sejumlah material yang strukturnya hampir sama diberikan pada tabel 1. Ini biasanya lebih menarik untuk menghitung perubahan pemanjangan ΔL untuk gaya F yang diberikan.

Tabel 1: Kekuatan tulang dan beberapa material lainnya⁽¹⁾

Material	Tekanan kompresi sampai patahan (N/mm ²)	Tekanan regangan sampai patahan (N/mm ²)	Modulus Elastisitas Young (X 10 ² N/mm ²)
Hard Steel	552	827	2070
Rubber	-	2,1	0,010
Granite	145	4,8	517
Concret	21	2,1	165

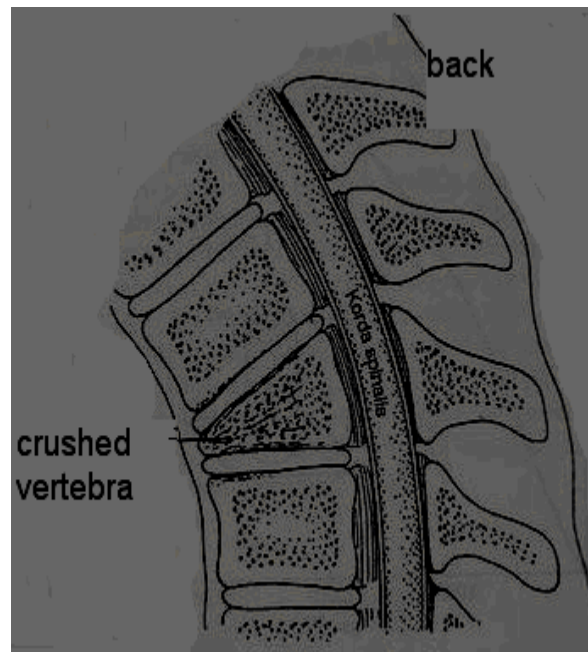
Oak	59	117	110
Porcelain	552	55	-
Compact bone	170	120	179
Trabecular bone	2,2	-	0,76

Nilai modulus elastitas Young ini penting artinya untuk memperkirakan seberapa besar bertambah panjang/pendeknya suatu benda akibat mendapat regangan atau tekanan.

Contoh: Asumsikan tungkai kaki mempunyai panjang 1,2 m dengan luas penampang rata-rata 3 cm^2 ($3 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$). Berapakah jumlah pemendekkannya jika seluruh berat tubuh 700 N ditopang oleh kaki ini. Diketahui nilai Y untuk tungkai = $1,8 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$.

$$\Delta L = \frac{L.F}{A.Y} = \frac{(1,2\text{m})(7 \cdot 10^2 \text{ N})}{(3 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2)(1,8 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2)} = 1,5 \times 10^{-4} \text{ m} = 0,15 \text{ mm}$$

Kemampuan menopang seluruh berat tubuh dari tulang tanpa patah adalah khas untuk semua orang. Tentu tulang tidak saja menopang berat tubuh tetapi juga gaya yang lainnya. Pada bengkokkan yang berlebihan ketika memungut benda, kita dapat mengembangkan gaya yang lebih besar pada tulang belakang yang lebih bawah.⁽¹²⁾ Hal ini dapat membantu menjelaskan jepitan lumbar vertebrae bagian bawah seperti gambar 6.

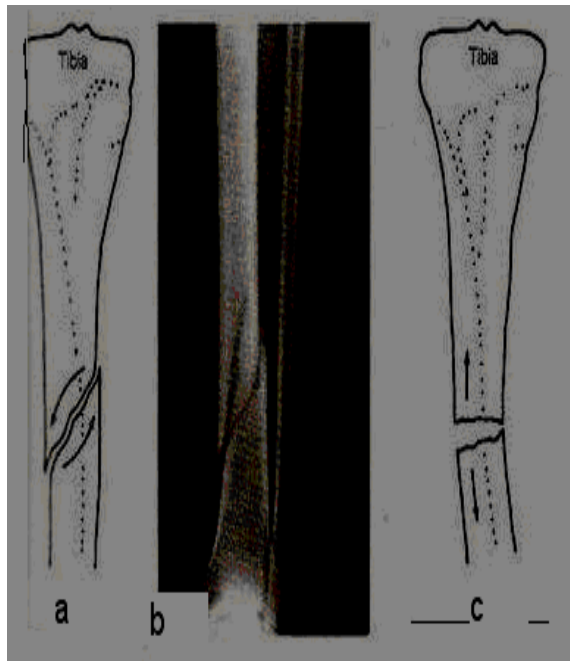


Gambar 6: Diagram jepitan lumbar vertebrae akibat membungkuk⁽¹⁾

Gaya yang lebih besar juga dihasilkan dalam berbagai aktivitas seperti berlari dan melompat. Pada saat berlari, gaya pada tulang pinggul ketika telapak kaki mendorong tanah dapat menjadi 4 kali dari berat tubuh, sedangkan pada saat berjalan normal gaya pada pinggul kira-kira dua kali berat tubuh.⁽¹²⁾

Bagaimana membangun faktor keamanan pada tulang yang menyangga berat tubuh. Para engineer selalu memperkirakan suatu overdesign (rancangan yang sempurna) dari struktur penyangga dapat mempertahankan gaya kira-kira 10 kali gaya maksimum yang diperkirakan. Apakah femur memenuhi persyaratan ini?. Tulang kompak yang sehat mampu berdiri dengan suatu tekanan kompresi kira-kira 170 N/mm^2 sebelum tulang menjadi patah. (tabel 1). Pada bagian tengah femur luas penampangnya kira-kira 3.3 cm^2 . Luas ini dapat menopang gaya kira-kira $5,7 \times 10^4 \text{ N}$ atau sekitar 6 ton. Daerah penampang melintang dari tibia tidaklah lebih besar, tetapi pada dasarnya cukup aman untuk banyak aktivitas⁽¹⁾.

Secara normal, tulang tidaklah patah oleh kompresi. Ia biasanya patah karena geseran (gambar 7a dan 7b) atau karena tekanan (gambar 7c).



Gambar 7: Fraktur tulang⁽¹⁾

Fraktur karena geseran biasanya berakibat patah spiral (gambar. 7b). Tempat dimana otot terikat pada tulang memungkinkan untuk terjadinya infeksi. Suatu tekanan stress kira-kira 120 N/mm^2 dapat menyebabkan tulang menjadi patah (gambar. 5). Oleh karena itu tulang adalah lebih kuat dibawah tekanan dari pada meteril yang sama (tabel. 1). Marilah kita pertimbangkan gaya yang digunakan tulang selama jatuh. Dari hukum Newton ke dua, gaya yang muncul selama benturan atau jatuh sama dengan rata-rata perubahan momentum yang dipengaruhi oleh lama kontak benda yang berbenturan. Pemendekan waktu kontak menjadikan gaya menjadi lebih besar. Pengurangan gaya akan mengurangi perubahan momentum sehingga akan mengurangi risiko fraktur. Pada waktu jatuh atau melompat dari suatu ketinggian, waktu sentuh dapat ditingkatkan secara signifikan dengan cara berputar sambil jatuh atau melompat. Peningkatan perubahan momentum (ΔP) pada tubuh dapat dilakukan dengan memperpanjang waktu kontak. Suatu contoh yang bagus adalah *rolling* yang dilakukan seorang penerjun payung mendarat pada tanah. Tumit dan lututnya membengkok pada waktu sentuh dan badannya berputar

pada salah satu sisi, jadi ia jatuh dengan kakinya, yang kemudian diikuti pinggulnya. Jika ia mencoba mendarat dengan kaki yang kaku, gaya yang dihasilkan akan mencapai kira-kira $1,42 \times 10^5 \text{ N}$. dimana berarti setiap tibia dengan luas $3,3 \text{ cm}^2$ pada atas tumitnya (*ankle*) akan menahan stressing kira-kira 215 N/mm^2 . Nilai ini melebihi kira-kira 30% dari kekuatan maksimum kompresi dari tulang.⁽¹⁾

Tulang bagaimanapun juga, dapat bertahan dengan gaya yang besar pada periode yang singkat tanpa patah. Sementara dengan gaya yang sama pada waktu yang lama akan terjadi fraktur. Oleh karena itu, memperpendek waktu ketika kita jatuh atau melompat adalah suatu solusi. Sementara kemungkinan yang timbul dari kompresi maksimum dapat dihindari. Hal ini tidaklah sama bahayanya dengan gaya yang sama jika digunakan waktu yang lebih panjang, dan sifat ini disebut *Viscoelasticity*.^(1,11)

Jika suatu tulang fraktur, tubuh dapat memperbaikinya dengan cepat jika bagian yang fraktur tersebut diimmobilisasi (tidak bergerak). Bahkan pada wanita tua, dengan osteoporosis proses penyembuhan adalah efektif. Oleh karena itu diperlukan Bed yang confinement (terbatas) pada periode yang lama untuk fraktur pinggul yang sangat lemah, dan ini penting untuk memperoleh pasien sembuh sesegera mungkin pada kakinya. Prostese metal sendi pinggul, pin, jarum dan lain-lain biasanya digunakan untuk memperbaiki kerusakan tulang.

Sementara detail perkembangan dan perbaikan tulang belum lengkap diketahui dengan baik, ada bukti yang menunjukkan bahwa medan listrik lokal memainkan suatu peranan dalam hal kesembuhan fraktur ini.⁽¹³⁾ Ketika suatu tulang dibengkokkan dihasilkan suatu muatan listrik pada permukaannya. Kondisi ini memperkirakan bahwa fenomena ini (*piezoelectricity*) dapat memstimulus fisik dari pertumbuhan tulang sehingga bagian yang rusak dapat diperbaiki kembali. Eksperimen pada tulang hewan yang fraktur telah memperlihatkan bahwa kesembuhan tulang lebih cepat jika potensial listrik yang digunakan melintasi daerah yang patah.

Teknik ini dapat juga digunakan dengan sukses pada manusia.⁽¹³⁾

KEPUSTAKAAN

1. Cameron JR, Skofronick JG, Grant RM. *Physics of the body*. 2nd ed. Canada: John Wiley & Sons, Inc; 1999.
2. Carter DR. Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcif Tissue Int* 1984;36: S19-S24.
3. Widmair EP, Raff H, Strang KT: *Human Physiology: Mechanism of Body Function*; 10th edition; New York: Mac Graw Hill Higher Education; 2006.
4. Guyton AC, Hall JE, *Textbook of Medical Physiology*. 11th ed. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Saunders, Elsevier. Inc; 2006.
5. Faller A, Schunke M, Schunke G; *The Human Body: an Introduction to Structure and function*. Stuttgart, New York: Thieme; 2004.
6. Palastange N, Field D, Soames,R; *Anatomy and Human Movement : Structure and Function*”; 4th edition; Oxford, Butterworth Heinemann; 2002.
7. Saladin, *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*, third edition, California, Sanfransisco. The Mc Graw-Hill Companies: 2003
8. Currey JD; “Mechanical Properties of Bone Tissues with Greatly Differing Functions. *J Biomech* 1979;12:313-19.
9. Giancoli DC; “Physics “, 4th ed. Prentice Hall Inc. Alih bahasa oleh Cuk Imawan dkk, Surabaya, Penerbit Erlangga; 1997.
10. Knudson D. *Fundamental of biomechanics*, second edition; NewYork; Springer: 2007.
11. Sissons, HA; “Structure and Growth of Bones and Joints” dalam Dalinka MK (editor): *Radiology on CD*; Pensilvania; Lippincot Raven Publisher; 1997.
12. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 1993; 14: 595-608.
13. Lavine LS, Lustrin I, Rinaldi RA, Shamos MA, and Liboff AR, *Electric Enhancement of Bone Healing Science 10 March 1972: Vol. 175. no. 4026, pp. 1118 – 121.*