



Biomekanika Olahraga untuk Pengurangan Risiko Cedera dan Peningkatan Performa Olahraga

Ari Prasetyowibowo, Ahmad Nasrullo, Widiyanto
Magister Ilmu Keolahragaan
Universitas Negeri Yogyakarta
email:

Abstract: *All life structures on the planet, including people, are continually exposed to the widespread power of attractive energy, and subsequently to powers from the inside and encompassing the body. Through the investigation of the cooperation of these powers and their belongings, the structure, capacity and movement of our bodies can be analyzed and the subsequent information applied to advance personal satisfaction. Under gravity and different loads, and constrained by the sensory system, human development is accomplished through a complex and profoundly planned mechanical communication between bones, muscles, tendons and joints inside the outer muscle framework. Any injury to, or sore in, any of the singular components of the outer muscle framework will change the mechanical collaboration and cause corruption, precariousness or handicap of development. Then again, legitimate adjustment, control and control of the mechanical climate can assist with forestalling injury, right anomaly, and speed recuperating and recovery. In this manner, understanding the biomechanics and stacking of every component during development utilizing movement examination is useful for concentrating on sickness etiology, settling on conclusions about therapy, and assessing therapy impacts. In this article, the set of experiences and technique of human development biomechanics, and the hypothetical and exploratory strategies produced for the investigation of human development, are assessed. Instances of movement examination of different patient gatherings, prostheses and orthoses, and sports and activities, are utilized to exhibit the utilization of biomechanical and stereophotogrammetry-based human movement investigation studies to resolve clinical issues. It is recommended that further investigation of the biomechanics of human development and its clinical applications will profit from the combination of existing designing procedures and the proceeding with advancement of new innovation.*

Keywords: *Biomechanics, Human motion, Analysis, Sports*

PENDAHULUAN

Biomekanika olahraga telah digambarkan memiliki dua tujuan yang terkadang tampak tidak sesuai: pengurangan risiko cedera dan peningkatan kinerja olahraga. Empat bab pertama jurnal ini berfokus pada aspek pertama, pengurangan risiko cedera, sedangkan empat bab terakhir berfokus pada peningkatan performa olahraga. Di akhir bab terakhir, jurnal ini menjadi lingkaran penuh dengan pertimbangan strategi intervensi untuk

mengurangi risiko cedera pada pelempar cepat dalam kriket.

Pengurangan risiko cedera mungkin melibatkan urutan tahapan yang dimulai dengan deskripsi kejadian dan jenis cedera olahraga. Tahap selanjutnya adalah mengidentifikasi faktor dan mekanisme yang mempengaruhi terjadinya cedera olahraga. Hal ini berkaitan dengan sifat bahan biologis (Bab 1), mekanisme terjadinya cedera (Bab 2), faktor risiko yang dapat diidentifikasi (Bab 3) dan perkiraan

kekuatan dalam struktur biologis (Bab 4). Bila dianggap perlu, persamaan matematika telah diperkenalkan, meskipun pengembangan matematika yang luas dari topik yang dibahas telah dihindari.

Ahli biomekanik menggunakan prinsip dan teori fisika dan teknik mesin untuk menggambarkan kekuatan dan faktor yang berhubungan dengan kekuatan yang menyebabkan cedera. Dalam model biomekanik, hubungan antara gaya yang diterapkan dan toleransi jaringan spesifik terhadap gaya yang diterapkanlah yang menentukan hasil dari suatu peristiwa pemicu.

Dalam Bab 1, kami mempertimbangkan konsep mekanik penting dalam studi cedera seperti energi, kekuatan eksternal atau beban dan efek pembebanan pada jaringan biologis bersama dengan pengenalan konsep epidemiologi penting yang mendukung studi biomekanik risiko cedera. Sifat mekanik yang paling penting dari bahan biologis dan non-biologis dijelaskan. Secara khusus, kami menguraikan komposisi dan sifat biomekanik tulang, tulang rawan, ligamen, dan tendon serta perilakunya dalam berbagai bentuk pembebanan. Elastisitas otot, kontraktibilitas, pembangkitan kekuatan maksimal dalam otot, aktivasi otot, kekakuan otot dan pentingnya siklus pemendekan peregangan semuanya dijelaskan.

Untuk memahami bagaimana partisipasi olahraga dapat mempengaruhi jaringan biologis dan toleransi jaringan terhadap beban yang diterapkan selama partisipasi olahraga, perlu dipahami bagaimana jaringan biologis beradaptasi dengan tekanan mekanis. Dalam Bab 2, kami mempertimbangkan aspek adaptasi jaringan dan efek tekanan mekanis pada tulang, tulang rawan, otot, ligamen, dan tendon. Selanjutnya, kami membahas alasan biomekanik mengapa cedera terjadi dalam olahraga dan kami membedakan antara cedera akut dan cedera berlebihan.

Pemahaman diberikan tentang berbagai cedera yang terjadi pada tulang dan jaringan lunak, termasuk tulang rawan, ligamen dan unit otot-tendon, dan bagaimana ini bergantung pada karakteristik beban. Cedera olahraga yang mempengaruhi sendi utama ekstremitas bawah dan atas, serta punggung dan leher, juga ditanggung.

Bab 3 mencakup pertimbangan beberapa faktor risiko intrinsik dan ekstrinsik yang paling umum dan umum dalam olahraga. Faktor risiko intrinsik adalah faktor-faktor yang mempengaruhi toleransi beban jaringan dalam atlet. Faktor intrinsik yang dipertimbangkan dalam Bab 3 adalah usia, jenis kelamin, anatomi, riwayat cedera sebelumnya, dan teknik gerakan. Faktor risiko ekstrinsik adalah faktor-faktor yang mempengaruhi karakteristik beban diterapkan pada jaringan dalam atlet saat berpartisipasi dalam olahraga. Di bawah faktor risiko ekstrinsik, kami mempertimbangkan karakteristik penting dari permukaan olahraga dan bagaimana permukaan tertentu berperilaku. Metode yang digunakan untuk menilai permukaan olahraga secara biomekanik dan aspek cedera dari permukaan olahraga juga dibahas. Perhatian kemudian diberikan pada peran peralatan pelindung yang memoderasi cedera. Selain peralatan pelindung, kami mempertimbangkan berbagai bentuk alas kaki atletik, termasuk sepatu lari, sepatu lapangan dan sepatu lapangan, dan aspek penting dari masing-masingnya dalam mengurangi cedera dan meningkatkan hubungan antara atlet dan permukaan tempat mereka bermain. Kami melihat berbagai kesalahan dalam teknik gerakan di berbagai olahraga individu dan tim dan mengevaluasi efek dari kesalahan tersebut pada cedera muskuloskeletal.

Dalam Bab 4 kesulitan menghitung gaya pada otot dan ligamen dipertimbangkan, termasuk penyederhanaan khas yang dibuat dalam pemodelan dinamika terbalik. Persamaan untuk gaya

planar dan perhitungan momen dari dinamika terbalik untuk segmen tunggal dan untuk rantai segmen dijelaskan, bersama dengan bagaimana prosedur dapat diperluas ke sistem multi-link. Berbagai pendekatan untuk mengatasi masalah redundansi atau ketidaktentuan dijelaskan. Metode optimasi terbalik dibahas, dan perhatian diberikan pada evaluasi berbagai fungsi biaya yang digunakan. Akhirnya, penggunaan dan keterbatasan elektromiografi (EMG) dalam memperkirakan kekuatan otot diuraikan.

Tujuan kedua biomekanik olahraga, seperti yang kami amati di atas, adalah peningkatan kinerja. Hal ini dapat melibatkan aspek-aspek tertentu dari desain dan rekayasa peralatan olahraga, yang juga dapat membantu mengurangi risiko cedera; ini adalah perhatian utama dari disiplin baru Teknik Olahraga. Dalam Bab 5, kami fokus pada Analisis Kinerja, sebuah 'disiplin' ilmu olahraga yang benar-benar muncul dan berkembang sejak edisi pertama jurnal ini. Dalam dua bab berikut, kita melihat kontribusi biomekanik olahraga yang telah dibuat, dan dapat diberikan, pada peningkatan performa olahraga – dengan meningkatkan teknik gerakan pemain, baik melalui pemodelan biomekanik kualitatif (Bab 6) dan kuantitatif. analisis (Bab 7). Di Bab 8, kita menyimpulkan dengan melihat aspek strategi intervensi untuk meningkatkan kinerja.

Analisis kinerja dapat dianggap menyatukan berbagai disiplin ilmu yang berkaitan dengan analisis dan peningkatan kinerja olahraga. Ini digunakan secara luas oleh analis gerakan olahraga yang bekerja 'di lapangan' dengan pelatih dan atlet. Hal ini dapat dilihat, terutama, sebagai campuran biomekanik olahraga, analisis notasi, dan pembelajaran dan kontrol motorik, dengan kontribusi penting dari teknologi olahraga dan, jika dikaitkan dengan analisis kinerja, masukan dari fisiologi, ilmu kepelatihan dan, kadang-kadang, psikologi. Dalam Bab 5, kami fokus pada analisis notasi dan

analisis biomekanik komponen analisis kinerja, yang merupakan aspek yang paling langsung terlibat dengan analisis kinerja olahraga, dan kami menyentuh pendekatan empat tahap untuk analisis kinerja terstruktur. Pendekatan kualitatif, semi-kuantitatif dan kuantitatif diuraikan dan dikontraskan.

Kami kemudian mempertimbangkan apa yang melibatkan analisis notasi dan bagaimana digunakan untuk mencoba memahami dan meningkatkan kinerja tim dan individu, dan mempertimbangkan sistem notasi tangan dan analisis notasi terkomputerisasi. Kami juga menguraikan beberapa komponen analisis biomekanik, seperti analisis fase teknik olahraga, dan prinsip gerakan yang terkait dengan analisis fase gerakan dan performa olahraga.

Untuk meningkatkan performa olahraga, kita secara efektif membutuhkan beberapa 'model' yang dapat kita bandingkan dengan teknik gerakan dan performa atlet kita saat ini. Dalam Bab 6, kami berfokus pada penggunaan analisis biomekanik kualitatif (di mana kami menyertakan analisis semi-kuantitatif) dalam peningkatan kinerja olahraga. Analisis kualitatif sering digunakan lebih langsung daripada analisis kuantitatif dalam upaya meningkatkan kinerja olahraga, karena ini adalah pendekatan yang paling sering digunakan oleh pelatih, guru, dan analis kinerja yang bekerja dengan atlet individu dan tim olahraga. Kami mempertimbangkan secara lebih rinci pendekatan analisis terstruktur empat tahap. Fokus kuat dalam bab ini adalah penggunaan model deterministik kinerja olahraga untuk mengidentifikasi 'fitur kritis' gerakan yang dapat diamati; kami juga melihat cara alternatif untuk mengidentifikasi fitur penting. Penggunaan paket perangkat lunak analisis biomekanik kualitatif diulas. Namun, analisis kualitatif tidak hanya tentang analisis observasional video. Ini juga melibatkan analisis kualitatif

(dan semi-kuantitatif) dari pola gerakan dan pola koordinasi. Kami melihat kedua jenis pola ini dan melihat bagaimana mereka dapat meningkatkan analisis observasional dari rekaman video. Pola koordinasi yang kami pertimbangkan adalah diagram sudut-sudut, bidang fase dan fase relatif, dan fungsi korelasi silang.

Dalam Bab 7, kami mempertimbangkan dasar-dasar yang mendasari biomekanik kuantitatif untuk optimalisasi gerakan olahraga, dan fokus pada pendekatan yang memiliki penekanan kuat pada peningkatan kinerja, meskipun seringkali lebih tidak langsung daripada metode kualitatif dari bab sebelumnya. Hubungan yang ada antara kriteria kinerja dan berbagai variabel kinerja dijelaskan. Pendekatan cross-sectional, longitudinal dan kontras untuk pemodelan statistik dijelaskan dan keterbatasan pemodelan statistik dalam biomekanik olahraga dievaluasi. Keuntungan dan keterbatasan pemodelan simulasi komputer, ketika mencari untuk mengevaluasi dan meningkatkan gerakan olahraga, tercakup; penjelasan singkat tentang pemodelan, simulasi, evaluasi simulasi dan optimasi juga disediakan. Perbedaan antara optimasi statis dan dinamis dan optimasi global dan lokal diuraikan. Interpretasi dan penjelasan representasi grafis dari optimasi dan penggunaan peta kontur untuk mengidentifikasi kemungkinan cara untuk peningkatan kinerja ditekankan, dalam konteks studi lempar lembing. Kami menyentuh model otot rangka manusia dan penggunaannya di kedua model simulasi komputer umum dari pemain olahraga dan membangun gerakan olahraga yang optimal. Bab ini diakhiri dengan pertimbangan pendekatan yang lebih baru untuk pemodelan gerakan olahraga melalui penggunaan kecerdasan buatan, khususnya jaringan saraf tiruan.

Bab 8 membahas bagaimana hasil analisis kinerja dan studi biomekanik gerakan olahraga dapat dikomunikasikan

dan diumpungkan kembali kepada atlet dan pelatih untuk meningkatkan kinerja; ini adalah tahap intervensi penting dari proses analisis empat tahap yang dibahas dalam Bab 6. Poin-poin mendasar yang harus dipenuhi agar umpan balik kepada pelatih dan atlet menjadi relevan tercakup. Berbagai bentuk umpan balik yang sekarang tersedia dinilai secara kritis. Kekuatan dan kelemahan berbagai model kinerja yang tercakup dalam Bab 6 dan 7 dan keterbatasannya sebagai 'alat' intervensi dievaluasi. Isu-isu yang harus ditangani dalam upaya untuk mengoptimalkan penyediaan informasi biomekanik untuk pelatih dan atlet dibahas, dengan mengacu pada beberapa literatur pembelajaran motorik yang relevan. Tinjauan dan evaluasi diberikan dari beberapa bentuk umpan balik berbasis komputer. Akhirnya, beberapa studi kasus intervensi dipertimbangkan, sebagian besar berurusan dengan pengurangan risiko cedera pada bowler cepat kriket.

BIOMEKANIKA DALAM CEDERA OLAH RAGA

Untuk tujuan teks ini, kami akan menggunakan definisi kerja sederhana dari cedera olahraga, yaitu gangguan atau kegagalan jaringan biologis sebagai respons terhadap beban mekanis selama upaya olahraga. Untuk memahami bagaimana cedera pada sistem muskuloskeletal terjadi, perlu diketahui beban dan sifat yang menyebabkan jaringan tertentu gagal. Ini berhubungan dengan bahan dan sifat struktural dari berbagai jaringan sistem muskuloskeletal: tulang kortikal dan cancellous, tulang rawan, otot, fascia, ligamen dan tendon. Sifat material yang penting dalam konteks ini dikenal sebagai sifat mekanik curah. Ini adalah, untuk bahan secara umum: densitas, modulus elastisitas, redaman, kekuatan luluh, kekuatan tarik ultimit, kekerasan, ketahanan patah, kekuatan lelah dan kekuatan mulur. Penting untuk memahami tidak hanya bagaimana

bahan biologis gagal, tetapi juga bagaimana bahan lain dapat mempengaruhi cedera dan bagaimana mereka dapat digunakan dengan baik dalam olahraga dan latihan. Insiden cedera dapat dikurangi atau ditingkatkan dengan, misalnya, sepatu untuk olahraga dan olahraga, permukaan olahraga dan peralatan pelindung.

Studi cedera olahraga adalah upaya multidisiplin. Beberapa contoh disiplin terkait termasuk fisiologi, biomekanik, kinesiologi, kedokteran, psikologi, dan epidemiologi. Semakin, studi cedera olahraga juga interdisipliner, ketika peneliti dari berbagai disiplin ilmu menggabungkan upaya mereka untuk mempelajari cedera dengan perspektif baru. Setiap disiplin hadir dengan perspektifnya sendiri tentang cedera dan kosakata spesifiknya sendiri seputar cedera. Dalam teks ini kami akan mengambil pandangan biomekanik yang jelas dari cedera tetapi kami juga akan mencoba menyajikan data dan pengetahuan dari epidemiologi dan kedokteran untuk mendukung dan memperkaya informasi yang diberikan. Sebelum melakukan studi cedera olahraga, penting untuk mengakui kontribusi disiplin lain dan memahami bagaimana penelitian biomekanik kami dapat diinformasikan oleh mereka.

TINGKAT KEPARAHAN CEDERA

Dari perspektif epidemiologi, tingkat keparahan cedera ditentukan oleh jumlah 'waktu yang hilang'. Cedera olahraga dianggap sebagai cedera apa pun yang diakibatkan oleh partisipasi dalam olahraga atau latihan yang menyebabkan pengurangan aktivitas tersebut atau kebutuhan akan nasihat atau perawatan medis. Cedera olahraga sering diklasifikasikan berdasarkan waktu aktivitas yang hilang: ringan (satu hingga tujuh hari), cukup serius (delapan hingga 21 hari) atau serius (21 hari atau lebih atau kerusakan permanen). Model epidemiologi sangat bervariasi dari model klinis. Dari perspektif

klinis, keparahan cedera diklasifikasikan berdasarkan jumlah keterlibatan struktural, tanda-tanda fisik, dan tingkat disfungsi. Dalam model klinis, keparahan meningkat dengan jumlah kerusakan yang dialami oleh jaringan; misalnya, cedera ligamen dinilai derajat pertama (kerusakan ringan pada ligamen), kedua (kerusakan ligamen sedang) dan derajat ketiga (hampir atau pecahnya ligamen total). Kebutuhan akan kedua perspektif itu jelas. Perspektif epidemiologi diperlukan untuk memahami hubungan antara cedera dan waktu paparan; informasi ini penting untuk mendapatkan wawasan tentang insiden cedera, terulangnya cedera dan hasil cedera. Sebaliknya, tujuan model klinis adalah menemukan dan menerapkan protokol perawatan yang benar untuk cedera tersebut. Kedua perspektif penting bagi ahli biomekanik karena keduanya menyajikan informasi penting untuk memahami mekanisme mekanis yang terkait dengan cedera. Misalnya, informasi tentang waktu pemaparan memberikan wawasan biomekanis tentang sifat pemuatan seperti frekuensi, siklus pemuatan, waktu istirahat, dan potensi efek kumulatif pemuatan. Informasi tentang jumlah kerusakan jaringan penting untuk pemahaman kita tentang toleransi jaringan tertentu dan konsekuensi dari karakteristik beban tertentu.

MEKANISME TERJADINYA CEDERA

Mekanisme cedera mengacu pada proses fisik yang bertanggung jawab atas kerusakan yang diberikan pada sistem tubuh. Secara umum, mekanisme cedera harus menetapkan hubungan sebab dan akibat. Karena istilah ini didefinisikan secara longgar, maka terbuka untuk interpretasi oleh banyak kelompok berbeda yang meneliti atau mengobati cedera. Dengan demikian, kategorisasi mekanisme cukup bervariasi, namun setiap sistem tampaknya bekerja untuk kelompok yang menggunakannya dan dapat dianggap benar dari perspektif kelompok itu. Kategorisasi

mekanisme didasarkan pada kombinasi deskripsi peristiwa pemicu, deskripsi faktor mekanis, dan respons jaringan terhadap faktor mekanis. Tiga dari kategorisasi mekanisme cedera yang paling umum digunakan ditunjukkan pada Tabel 1.1. Alasan kami membutuhkan metode untuk mengkategorikan mekanisme cedera adalah agar kami dapat lebih memahami penyebab cedera sehingga kami dapat merancang dan menerapkan strategi pencegahan cedera yang tepat.

Tabel 1.1

Tiga dari kategorisasi mekanisme cedera yang paling umum digunakan:

No	Sumber		
	<i>Lead Better</i>	Cot Research	Bahr Dan Krosshaug
1	Kontak	Kecelakaan Kerja	Kebiasaan Lawan Bagi Atlet
2	Kelebihan Beban Dinamis	Absorpsi Energi	Keseluruhan Tubuh Biomekanika
3	Kelebihan Penggunaan	Dampak Impuls	Biomekanika Jaringan Sendi

CEDERA DARI SUDUT PANDANG EPIDEMIOLOG

Epidemiologi adalah studi tentang insiden, distribusi dan determinan penyakit dan frekuensi cedera dalam populasi tertentu (Woodward, 2005). Studi epidemiologi dapat bersifat deskriptif atau analitis. Studi deskriptif meneliti frekuensi, atau kejadian, dan prevalensi kejadian cedera. Insiden berkaitan dengan jumlah kasus baru yang terjadi pada populasi tertentu selama jangka waktu penelitian, sedangkan prevalensi mengacu pada jumlah total kasus yang ada dalam populasi tertentu pada waktu tertentu. Studi deskriptif juga mencari pola kejadian cedera dengan mengkaji faktor-faktor seperti siapa yang cedera, lokasi cedera, waktu terjadinya dan jenis cedera. Jadi, epidemiologi deskriptif menyediakan apa,

siapa, kapan, dan di mana. Studi analitis memeriksa hubungan kausal untuk cedera. Jadi, ahli epidemiologi analitik mengajukan pertanyaan bagaimana dan mengapa cedera terjadi untuk membangun hubungan antara kejadian cedera dan faktor risiko tertentu.

Faktor risiko adalah sesuatu yang meningkatkan peluang Anda mengalami cedera. Terkadang, risiko ini datang dari sesuatu yang Anda lakukan seperti tidak memakai helm saat bersepeda. Faktor risiko ini dapat kita manipulasi untuk mengurangi risiko kita; mereka dapat dianggap dapat dimodifikasi. Di lain waktu, tidak ada yang dapat Anda lakukan; hanya dengan usia tertentu atau bersepeda dalam kondisi cuaca tertentu dapat meningkatkan risiko cedera. Kita tidak dapat mengubah usia, jenis kelamin, iklim, dll., sehingga faktor risiko ini tidak dapat diubah.

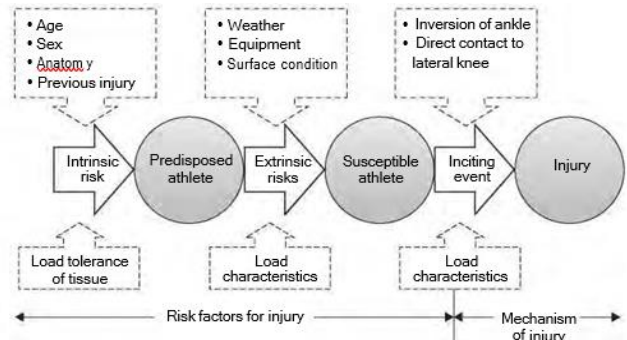
Faktor risiko juga dapat dikategorikan sebagai intrinsik atau ekstrinsik untuk atlet. Faktor risiko intrinsik adalah yang terkait dengan Anda, atlet, khususnya, seperti usia, jenis kelamin, keselarasan anatomi, kontrol neuromuskular, dan riwayat cedera sebelumnya. Faktor risiko ekstrinsik adalah yang berhubungan dengan lingkungan olahraga, seperti penggunaan alat pelindung, iklim, keterampilan atau kemampuan lawan dan aturan permainan. Bersaing dengan standar yang tinggi meningkatkan insiden cedera olahraga, juga olahraga kontak memiliki risiko cedera yang lebih besar daripada non-kontak dan dalam olahraga tim lebih banyak cedera terjadi selama pertandingan daripada dalam pelatihan, berbeda dengan olahraga individu.

Epidemiologi adalah studi tentang insiden, distribusi dan determinan penyakit dan frekuensi cedera dalam populasi tertentu (Woodward, 2005). Studi epidemiologi dapat bersifat deskriptif atau analitis. Studi deskriptif frekuensi, atau kejadian, dan prevalensi kejadian cedera. Insiden berkaitan dengan jumlah kasus baru yang terjadi pada populasi tertentu selama jangka

waktu tertentu, sedangkan prevalensi mengacu pada jumlah kasus yang ada dalam populasi tertentu pada waktu tertentu. Studi deskriptif juga mencari pola kejadian cedera dengan mengkaji faktor-faktor seperti siapa yang cedera, lokasi cedera, waktu terjadinya dan jenis cedera. Jadi, deskripsi epidemiologi menyediakan apa, siapa, kapan, dan di mana. Studi analitis memeriksa kausal untuk cedera. Jadi, ahli epidemiologi analitis mengajukan pertanyaan bagaimana dan mengapa cedera terjadi untuk membangun hubungan antara kejadian cedera dan faktor risiko tertentu.

Faktor risiko adalah sesuatu yang meningkatkan peluang Anda mengalami cedera. kadang-kadang, risiko ini datang dari sesuatu yang Anda lakukan seperti tidak memakai helm saat bersepeda. Faktor risiko ini dapat kita manipulasi untuk mengurangi risiko kita; mereka dapat dianggap dapat dinilai. Di lain waktu, tidak ada yang dapat Anda lakukan; hanya dengan usia tertentu atau bersepeda dalam kondisi cuaca tertentu dapat meningkatkan risiko cedera. Kita tidak dapat mengubah usia, jenis kelamin, iklim, dll., sehingga risiko ini tidak dapat diubah.

Faktor risiko juga dapat dipilih sebagai intrinsik atau ekstrinsik untuk atlet. Faktor risiko intrinsik adalah yang terkait dengan Anda, atlet, khususnya, seperti usia, jenis kelamin, anatomis, kontrol neuromuskular, dan riwayat cedera sebelumnya. Faktor risiko ekstrinsik adalah yang berhubungan dengan lingkungan olahraga, seperti penggunaan alat pelindung, iklim, keterampilan atau kemampuan lawan dan aturan permainan. Bersaing dengan standar yang tinggi meningkatkan insiden cedera olahraga, juga memiliki risiko cedera lebih besar daripada non-kontak dan dalam olahraga lebih banyak cedera yang terjadi selama pertandingan daripada dalam pelatihan, berbeda dengan olahraga individu.



Gambar 1.1 (Model hubungan antara faktor risiko cedera atletik, dengan contoh faktor risiko dan peristiwa pemicu dan pengetahuan biomekanik yang diperoleh (diadaptasi dari Meeuwisse, 1994).)

CEDERA DARI SUDUT PANDANG BIOMEKANIKA

Dari sudut pandang yang sangat sederhana, seorang ahli biomekanik menggunakan prinsip dan teori disiplin ilmu fisika dan teknik mesin untuk menggambarkan gaya dan faktor yang berhubungan dengan gaya (mekanik) yang menyebabkan cedera. Bisa dibilang faktor-faktor ini paling erat kaitannya dengan studi cedera atletik karena sebagian besar cedera atletik dapat dikaitkan langsung dengan penyebab mekanis (lihat bagian di bawah tentang energi). Dalam model biomekanik, hubungan antara beban yang diterapkan dan toleransi beban menentukan hasil cedera dari peristiwa pemicu. Fitur penting untuk faktor mekanis adalah bahwa faktor tersebut harus menjelaskan bagaimana peristiwa pemicu menghasilkan beban mekanis yang melebihi yang ditoleransi dalam keadaan normal atau mengurangi tingkat toleransi ke titik di mana beban mekanis normal tidak dapat ditoleransi (Fung , 1993). Faktor mekanis mungkin berbeda untuk setiap jaringan dan bergantung pada sifat dan jenis beban, kecepatannya, frekuensi pengulangan beban, besarnya transfer energi, dan faktor intrinsik seperti usia, jenis kelamin, dan kondisi fisik. Model biomekanik akan mempertimbangkan sifat jaringan serta

karakteristik beban. Sebagai ahli biomekanik, kita dapat menggunakan model epidemiologi Meeuwisse untuk menekankan pengaruh beban dan toleransi beban. Misalnya, faktor risiko intrinsik terlihat dalam konteks biomekanik, sebagai faktor yang mempengaruhi toleransi beban jaringan di dalam atlet, sedangkan faktor ekstrinsik dapat dilihat sebagai faktor yang mempengaruhi karakteristik beban (Gambar 1.1). Misalnya, jika kita melihat usia sebagai faktor intrinsik, seorang atlet standar master mungkin mengalami beberapa devaskularisasi pada tendon Achilles, seperti yang dapat terjadi dengan bertambahnya usia. Devaskularisasi menyebabkan penurunan modulus elastisitas dan ketahanan tendon, sehingga menurunkan kemampuan tendon untuk mentolerir beban besar dan meningkatkan laju beban, membuat tendon rentan terhadap mikrotrauma. Atlet ini cenderung mengalami cedera tendon Achilles. Jika kita kemudian melihat faktor ekstrinsik seperti lingkungan, katakanlah atlet ini memutuskan untuk beralih dari berlari di pantai ke berlari di jalan, dia telah mengubah karakteristik beban tendon Achilles yang normal, meningkatkan besaran pengulangan eksternal. pembebanan ke tendon Achilles. Sekarang atlet ini rentan terhadap cedera tendon Achilles baik dari trauma kumulatif, sering terlihat pada cedera berlebihan, atau dari beberapa peristiwa pemicu seperti tergelincir di permukaan jalan yang basah, yang akan meningkatkan laju pembebanan ke tendon Achilles dengan toleransi beban yang menurun. menyebabkan cedera akut. Pada bagian berikut kita akan membahas beberapa konsep mekanik penting yang merupakan dasar untuk mempelajari cedera dari perspektif biomekanik. Ini konsep akan membentuk landasan untuk Bab 1 sampai 4 dari teks ini.

KEKUATAN STRUKTUR BIOLOGIS ENERGI

Energi telah disebut sebagai agen utama cedera dan, dengan demikian, merupakan salah satu konsep biomekanik paling penting yang terkait dengan cedera olahraga (Whiting dan Zernicke, 2008). Energi didefinisikan sebagai kemampuan untuk melakukan usaha. Ini dapat mengambil banyak bentuk termasuk energi kimia, elektromagnetik, termal dan mekanik. Energi mekanik adalah bentuk yang paling sering dikaitkan dengan cedera olahraga dan diukur dalam joule (J).

Energi mekanik suatu benda dapat diklasifikasikan menurut energi geraknya (energi kinetik, E_k) atau energi yang terkait dengan posisinya (energi potensial, E_p). Energi kinetik linier dihitung sebagai setengah dari massa tubuh (m) dikalikan dengan kuadrat kecepatannya (v)

$$(E_k = \frac{1}{2} m v^2).$$

Energi kinetik rotasi dihitung menggunakan momen massa inersia (I) benda yang bergerak dan kecepatan sudutnya ω

$$(E_k = \frac{1}{2} I \omega^2).$$

Energi potensial dapat mengambil dua bentuk yang berbeda. Yang pertama adalah energi potensial gravitasi, yaitu potensi suatu benda untuk melakukan kerja sebagai fungsi ketinggian (h) terhadap permukaan referensi ($E_p = m g h$), di mana g adalah percepatan gravitasi. Jadi, seorang penyelam pada platform 10 m memiliki energi potensial yang lebih besar daripada seorang penyelam dengan massa yang sama yang berdiri pada platform 5 m. Bentuk energi potensial yang kedua adalah energi deformasi atau energi regangan, yaitu energi yang tersimpan dalam suatu benda karena deformasinya. Contoh sederhana dari energi deformasi adalah karet gelang yang diregangkan, papan pegas yang tertekan atau tiang pelompat galah yang bengkok. Energi deformasi sangat penting dalam biomekanik

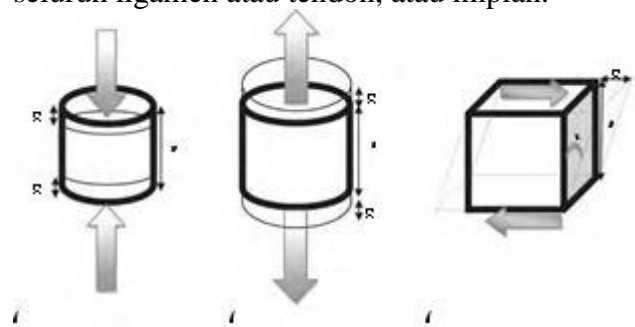
jaringan dan dibahas lebih lanjut di bagian berikut.

Konsep akhir yang berkaitan dengan energi yang harus diketahui oleh setiap siswa yang mempelajari cedera adalah prinsip kekekalan energi dan transfer energi. Prinsip kekekalan energi mekanik memberitahu kita bahwa kerja total yang dilakukan pada suatu sistem diubah menjadi energi kinetik dan energi potensial sedemikian rupa sehingga energi total sistem tetap konstan sepanjang gerakan (hanya ketika tidak ada gaya eksternal yang bekerja pada sistem). Tentu saja di lingkungan olahraga hampir selalu ada gaya eksternal yang bekerja pada sistem sehingga energi mekanik tidak sepenuhnya kekal. Jangan panik, ini artinya sebagian energi mekanik diubah menjadi bentuk lain, seperti energi termal atau kimia. Juga, dalam kasus tumbukan, beberapa energi mekanik dapat diteruskan dari satu sistem atau badan ke sistem atau badan lainnya. Jadi, kekekalan energi menunjukkan bahwa energi tidak pernah dimusnahkan melainkan diubah atau ditransfer.

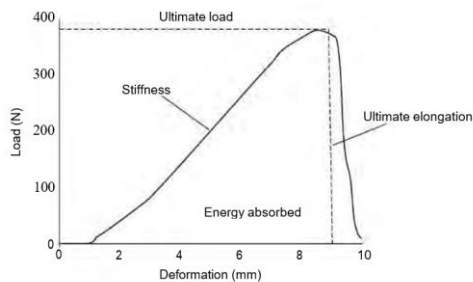
Transfer energi adalah mekanisme perpindahan energi dari satu benda ke benda lain. Ada banyak contoh olahraga transfer energi. Transfer energi selama gerakan menendang dapat terjadi sebagai energi bergerak dari segmen proksimal (misalnya pinggul) ke segmen distal (misalnya kaki). Contoh lain adalah dalam gerakan memukul ketika raket melakukan kontak dengan bola di tenis. Perpindahan energi juga terjadi dalam tabrakan, seperti ketika seorang pemain menekel lawan di rugby atau sepak bola Amerika. Transfer energi dapat mengakibatkan cedera ketika energi yang ditransfer melebihi toleransi jaringan yang terlibat.

Beban disebut dalam teks ini sebagai jumlah gaya eksternal yang diterapkan pada bahan atau jaringan. Ketika suatu beban diterapkan pada suatu benda, benda tersebut dapat berakselerasi atau benda tersebut

dapat berubah bentuk atau konfigurasinya. Perubahan bentuk ini disebut deformasi. Ada tiga jenis beban searah. Beban tekan terjadi ketika beban yang sama dan berlawanan diterapkan ke permukaan benda dengan deformasi yang dihasilkan mempendek dan melebarkan benda itu (Gambar 1.2(a)). Beban tarik terjadi ketika beban yang sama dan berlawanan diterapkan jauh dari permukaan tubuh dengan akibat deformasi memanjang dan menyempit tubuh itu (Gambar 1.2(b)). Jenis beban ketiga adalah beban geser dimana beban diterapkan sejajar dengan permukaan struktur menyebabkan deformasi sudut internal (Gambar 1.2(c)). Deformasi beban pada beberapa bahan atau jaringan terlihat jelas, sedangkan pada yang lain tidak terlalu mencolok. Ini karena hubungan antara beban dan deformasi unik untuk jaringan atau jenis material yang dimuat. Deformasi diukur secara absolut (misalnya mm) dan kita dapat menggambarkan hubungan beban-deformasi secara grafis dalam kurva beban-deformasi (Gambar 1.3). Kurva deformasi beban berguna untuk menentukan sifat mekanik seluruh struktur seperti tulang, seluruh ligamen atau tendon, atau implan.



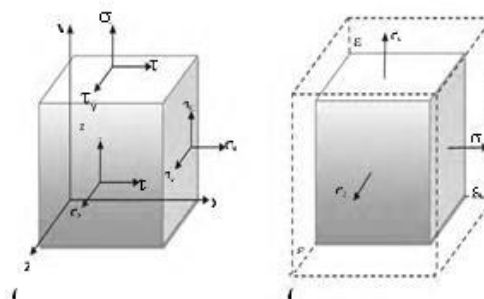
Gambar 1.2 (Beban uni-directional, dengan deformasi yang dihasilkan pada garis wire-mesh: (a) kompresi; (b) ketegangan; dan (c) geser



Gambar 1.3 (Beban kurva deformasi untuk ligament)

Ketika suatu bahan dibebani, ia mengalami deformasi karena ikatan atom menekuk, meregang atau menekan. Karena ikatan telah berubah bentuk, mereka mencoba mengembalikan diri ke posisi semula, mengembangkan resistensi internal yang disebut stres. Satuan tegangan standar (SI) adalah pascal (Pa), yang didefinisikan sebagai 1 N yang terdistribusi pada 1 m². Tegangan (σ) bergantung pada sifat material jaringan, besarnya beban, dan luas penampang jaringan yang dikenai beban $\sigma = F/A$ di mana F adalah gaya normal yang bekerja pada material dan A adalah luas bidang penampang yang sesuai untuk jenis tegangan. Tegangan dalam suatu material dikenal sebagai tegangan normal ketika tegangan tersebut didefinisikan tegak lurus terhadap penampang yang relevan dari material (Gambar 1.4). Tegangan normal dikategorikan sebagai tegangan tekan (yaitu ketahanan terhadap beban tekan) dan tegangan tarik (yaitu ketahanan terhadap beban tarik). Jenis tegangan dasar ketiga adalah tegangan geser. Tegangan geser bukan tegangan normal karena tegangan ini diterapkan secara tangensial tidak tegak lurus terhadap penampang material yang relevan (Gambar 1.2(c)). Tegangan geser (τ) dan regangan (ν) (akan dibahas lebih lanjut) dihitung secara berbeda dari tegangan dan regangan normal = F/A di mana A adalah area di mana gaya geser bekerja dan adalah deformasi sudut material dalam radian, atau sudut geser (Gambar 1.2(c)). Pada setiap titik dalam benda yang

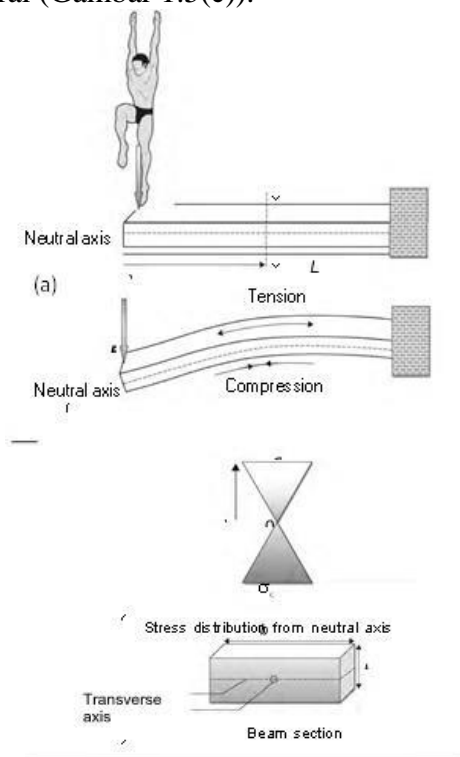
tertekan setidaknya ada tiga bidang (Gambar 1.4(a)), yang disebut bidang utama, dengan vektor normal (Gambar 1.4(b)). Disebut bidang utama jika vektor tegangan yang bersesuaian tegak lurus terhadap bidang dan tidak ada tegangan geser. Tiga tegangan normal pada bidang utama ini disebut tegangan utama (Gambar 1.4(b)). Untuk sebagian besar beban yang dialami dalam olahraga, tegangan dan regangan yang terjadi pada jaringan tubuh, atau pada bahan yang menyusun peralatan olahraga, adalah tiga dimensi (Gambar 1.4). Akibatnya, tegangan normal dan tegangan tekan lebih sering dialami dalam hubungannya dengan tegangan lentur atau puntir (puntir), yang tidak disebutkan dalam paragraf pembukaan. Dalam kombinasi bentuk pembebanan seperti itu, baik bentuk struktur yang dibebani maupun sifat materialnya mempengaruhi kemampuannya untuk menahan beban.



Gambar 1.4 (Tegangan tiga dimensi dalam suatu material: (a) tegangan normal dan tegangan geser; (b) tegangan utama (σ) dan regangan (ν). Garis putus-putus menunjukkan perubahan panjang setiap sisi (Δr) karena tegangan yang diberikan.)

Struktur yang relatif panjang dan ramping, seperti tulang panjang manusia, cenderung mengalami pembengkokan. Pembengkokan paling baik diilustrasikan dalam bentuk balok kantilever – balok yang dipasang di salah satu ujungnya, misalnya papan loncat dengan penampang persegi panjang (Gambar 1.5(a)). Sebuah gaya (F)

yang diberikan oleh penyelam, yang bekerja tegak lurus terhadap sumbu longitudinal balok, akan cenderung menyebabkan defleksi atau tekukan pada balok (Gambar 1.5(b)). Pada saat ditekuk, material pada permukaan cekung mengalami tegangan tekan sedangkan material pada permukaan cembung mengalami tegangan tarik (Gambar 1.5(b)). Tegangan tarik dan tekan ini maksimum pada permukaan luar balok dan berkurang ke arah tengah (Gambar 1.5(c)). Sebuah sumbu di suatu tempat antara dua permukaan (itu akan berada di tengah jalan untuk penampang persegi panjang yang seragam) tidak mengalami deformasi dan karenanya tidak ada tegangan. Ini dikenal sebagai 'sumbu netral'. Tegangan pada setiap bagian balok meningkat dengan jarak, y , dari sumbu netral (Gambar 1.5(c)).

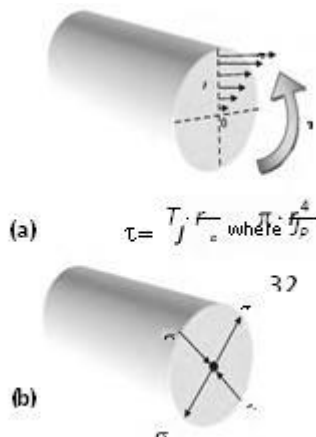


Gambar 1.5 (Pembengkokan balok: (a) balok kantilever direpresentasikan sebagai papan loncat, dengan penampang persegi panjang diidentifikasi x s;(b) balok melengkung dengan sisi atas di bawah tarik dan sisi bawah di bawah kompresi; (c)

diagram tegangan yang menggambarkan distribusi tegangan terhadap sumbu netral; (d) momen kedua transversal luas)

Gaya-gaya yang bekerja pada balok menciptakan momen pada balok, momen lentur (M_b). Momen ini umumnya bervariasi sepanjang balok, seperti pada contoh balok kantilever (Gambar 1.5(a)). Untuk balok seperti itu, momen lentur pada setiap bagian (misalnya x s, x s) sama dengan gaya yang diterapkan pada balok (F) dikalikan dengan jarak titik penerapannya dari bagian tersebut (x), yang berarti momen lentur (M) akan meningkat secara proporsional dari nol di F ke nilai FL di dasar balok (Gambar 1.5(a)). Tegangan kemudian dapat dinyatakan sebagai $= My/It$. Di sini y adalah jarak dari sumbu netral dan ini adalah momen kedua luas penampang balok terhadap sumbu transversal yang memotong sumbu netral (lihat Gambar 1.5(d), di mana $I_t = bh^3/12$). Momen luas kedua kadang-kadang dikenal sebagai 'momen inersia luas' (I_t) adalah properti penampang yang dapat digunakan untuk memprediksi ketahanan terhadap lentur dan defleksi terhadap sumbu netral dan nilainya tergantung pada penampang. bentuk strukturnya.

Torsi atau 'memutar' adalah bentuk umum pembebanan untuk jaringan biologis. Ini dapat dianggap mirip dengan lentur tetapi dengan tegangan maksimum adalah tegangan geser. Untuk batang melingkar, tegangan geser meningkat dengan jari-jari (Gambar 1.6(a)). Tegangan utama – tegangan tekan dan tegangan normal – bekerja pada 45° terhadap sumbu panjang silinder (Gambar 1.6(b)). Tegangan geser yang disebabkan oleh torsi diberikan oleh: $= Tr/J_p$, di mana ;



Gambar 1.6 (Tegangan torsi yang diterapkan pada silinder: (a) tegangan meningkat dengan radius – tegangan geser (τ) yang timbul sebagai respons terhadap beban puntir (T) di mana r adalah jari-jari silinder dan J_p adalah momen inersia kutub; (b) tegangan utama (tekanan (σ_c) and tegangan (σ_t)) bekerja pada 45° terhadap sumbu panjang silinder)

r adalah jarak radial dari sumbu netral, adalah torsi yang diterapkan terhadap sumbu netral dan J_p adalah momen area kutub kedua. Momen daerah kutub kedua adalah tahanan terhadap beban puntir terhadap sumbu panjang silinder. Pembebanan puntir menyebabkan tegangan geser pada material dan menghasilkan sumbu tegangan utama yang sangat berbeda dari sumbu utama inersia.

Dalam tarik dan tekuk, ketahanan terhadap beban yang diterapkan bergantung pada momen inersia struktur yang dibebani. Baik momen transversal area (tahanan lentur) dan momen area kedua kutub (tahanan torsional) adalah penting. Pada struktur yang dirancang untuk menahan hanya satu jenis pembebanan dalam satu arah, ketahanan terhadap jenis dan arah pembebanan tersebut dapat dimaksimalkan, seperti pada balok vertikal Tabel 1.2. Jaringan biologis sering mengalami beban gabungan dari berbagai arah. Tulang, misalnya, diperlukan untuk menahan beban

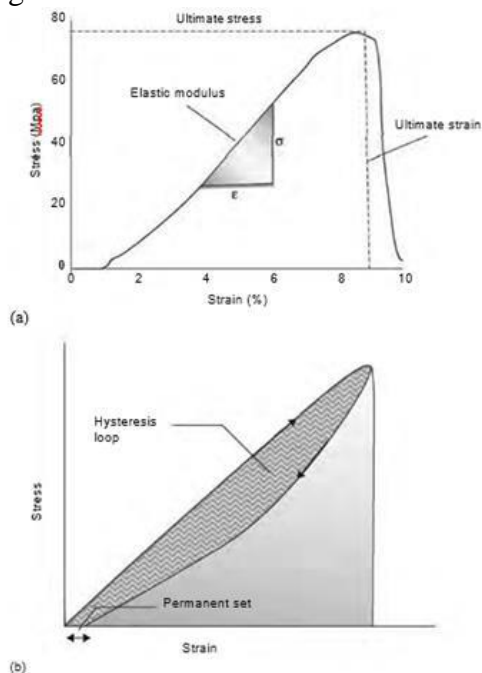
lentur dan torsional dalam olahraga. Struktur terkuat untuk menahan tekukan dan torsi gabungan adalah silinder melingkar; untuk memaksimalkan rasio kekuatan-terhadap-berat, silinder melingkar berongga optimal. Bentuk ini memberikan nilai yang wajar dari momen transversal dan polar area (lihat Tabel 1.2), memberikan ketahanan beban yang baik dan meminimalkan massa.

TABEL 1.2

(i) Solid rod	$\frac{\pi d^4}{64}$ (1)	$\frac{\pi d^4}{32}$ (1)
(ii) Beam on end	$\frac{bh^3}{12}$ (4.2)	$\frac{bh(h^2 + b^2)}{12}$ (2.2)
(iii) Beam on side	$\frac{bh^3}{12} \cdot 0.3$	$\frac{bh(h^2 + b^2)}{12}$ (2.2)
(iv) Hollow cylinder	$\frac{\pi d^4}{64} \cdot 3.0$	$\frac{\pi d^4}{32}$ (3.0)

Regangan adalah ukuran relatif dari deformasi dalam jaringan atau struktur dalam menanggapi beban eksternal diterapkan. Regangan (ϵ) didefinisikan sebagai $\epsilon = \Delta L / L_0$, di mana ΔL adalah perubahan dalam dimensi spesifik material, dengan nilai asli L_0 (Gambar 1.4(b)). Regangan linier (regangan tekan atau tarik) diukur sebagai jumlah deformasi linier (pemanjangan atau pemendekan) sampel dibagi dengan panjang asli sampel. Perhitungan ini menghasilkan hasil mm/mm dan dengan demikian menjadikan ekspresi regangan sebagai parameter non-dimensi yang biasanya dinyatakan sebagai persentase.

Hubungan antara tegangan dan regangan dapat divisualisasikan dengan memplot tegangan sebagai fungsi regangan (Gambar 1.7). Rasio tegangan-regangan (σ - ϵ) rasio tegangan



Gambar 1.7

Terhadap regangan di daerah itu untuk jenis beban tertentu, memberikan nilai numerik kekakuan material yang disebut modulus elastisitas atau modulus elastisitas (E) atau modulus Young. Penting untuk dicatat bahwa, modulus Young hanya didefinisikan untuk daerah linier dari kurva tegangan-regangan seperti pada Gambar 1.7. Untuk tarik atau tekan, modulus elastisitas (E) didefinisikan sebagai rasio tegangan tarik atau tekan (σ) terhadap regangan tarik atau tekan (ϵ). Untuk geser, modulus geser (G) adalah rasio tegangan geser (τ) terhadap regangan geser (ν).

Sejauh ini kita hanya mempertimbangkan hubungan linier antara beban-deformasi dan tegangan-regangan. Bahan linier beroperasi menurut Hukum Hooke, di mana tegangan dan regangan berhubungan linier sedemikian rupa sehingga regangan yang dihasilkan

sebanding dengan tegangan yang dikembangkan ($\sigma = E \epsilon$) (Gambar 1.7(a)). Bagian linier dari kurva disebut sebagai deformasi elastis. Istilah elastik digunakan karena sekali beban dikeluarkan dari bahan atau jaringan akan kembali ke bentuk semula, seperti karet gelang. Namun, sepanjang rentang fisiologisnya, respons mekanis sebagian besar jaringan biologis tidak sepenuhnya linier dan, oleh karena itu, tidak sepenuhnya elastis. Ini karena karakteristik non-linier yang diciptakan oleh komponen cairan jaringan biologis. Jika suatu bahan mengalami regangan melebihi batas elastisitasnya dan beban kemudian dihilangkan, bagian deformasi yang elastis tersebut diperoleh kembali. Namun, 'set permanen' tetap ada, karena material telah memasuki daerah deformasi plastis, yang menunjukkan kehilangan energi atau loop histeresis (Gambar 1.7(b)). Kehilangan energi ini sebanding dengan daerah yang diarsir abu-abu di bawah kurva tegangan-regangan (Gambar 1.7(b)). Histeresis berhubungan dengan perbedaan dalam kurva beban-defleksi untuk bongkar muat dan ini dapat secara khusus ditandai untuk bahan viskoelastik (lihat sub-bagian berikutnya) (Gambar 1.7(b)). Ketahanan adalah ukuran energi yang diserap oleh suatu bahan yang dikembalikan ketika beban dihilangkan. Ini terkait dengan perilaku elastis dan plastis material dan karakteristik histeresisnya

Area di bawah kurva tegangan-regangan hingga setiap regangan yang dipilih adalah ukuran energi yang dikenal sebagai energi regangan (Gambar 1.7(a)). Energi regangan disimpan dalam material yang mengalami deformasi selama deformasi, seperti di tempat tidur trampolin, tiang lompat, sol sepatu, peralatan pelindung, atau bola tekan. Sebagian dari energi ini akan menjadi energi regangan elastis yang dapat diperoleh kembali (diarsir abu-abu pada Gambar 1.7(b)) dan sebagian akan hilang (yaitu diubah menjadi energi kimia atau panas) sebagai energi regangan

plastis (daerah berarsir bergelombang abu-abu pada Gambar 1.7(b)). Energi regangan plastis berguna ketika material dibutuhkan untuk meredam getaran atau menyerap energi, seperti pada peralatan pelindung. Energi regangan elastis berguna ketika bahan berfungsi sebagai penyimpan energi sementara, seperti pada tiang lompat atau tempat tidur trampolin atau dalam tendon selama siklus pemendekan regangan.

Kelelahan adalah hilangnya kekuatan dan kekakuan yang terjadi pada material ketika suatu beban disikluskan secara berulang-ulang. Jumlah pembalikan tegangan yang akan ditahan tanpa kegagalan tergantung pada kisaran tegangan (maksimum dikurangi minimum) dan tegangan rata-rata.

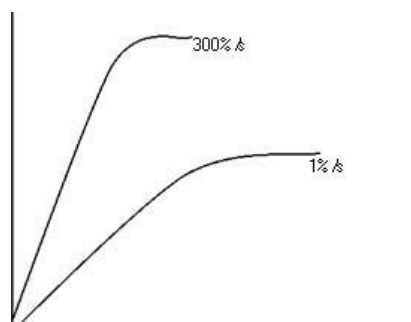
VISKOELASTISITAS DAN ANISOTROP

Sampai saat ini kita telah membahas sifat mekanik tanpa pengaruh waktu. Namun, salah satu perbedaan utama antara bahan biologis dan bahan non-biologis adalah bagaimana beban mempengaruhi mereka dari waktu ke waktu. Cara bahan biologis merespon beban, tingkat deformasi dan energi yang hilang, tergantung pada tingkat di mana beban diterapkan. Perilaku bergantung waktu ini disebut viskoelastisitas. Viskoelastisitas mencakup istilah viskositas (ketahanan terhadap aliran fluida) dan elastisitas (sifat material padat yang berkaitan dengan kemampuan benda untuk kembali ke pembentukan ikatan aslinya). Jadi, bahan viskoelastik mengandung sifat bahan cair dan padat. Untuk bahan viskoelastik, tegangan (σ) tidak hanya merupakan fungsi regangan

tetapi juga laju regangan ($\dot{\sigma} = d\sigma/dt$). Perilaku yang bergantung pada waktu ini menunjukkan bahwa material tertentu dapat menampilkan banyak kurva tegangan-regangan yang berbeda tergantung pada laju regangan, sering kali menawarkan resistansi yang lebih tinggi ketika dibebani lebih cepat

(Gambar 1.9).

Creep adalah karakteristik mekanis penting dari semua bahan viskoelastik. Fenomena ini diamati pada material yang berubah bentuk sebagai fungsi waktu di bawah beban konstan; yaitu mereka terus berubah bentuk dengan waktu (misalnya Gambar 1.10(a)). Regangan yang diukur adalah fungsi dari tegangan, waktu dan suhu. Saat suhu material dinaikkan, beban yang tidak menyebabkan deformasi permanen pada suhu kamar dapat menyebabkan material merayap. Menerapkan teori ke dalam praktik, ini berarti atlet harus melakukan aktivitas peregangan setelah pemanasan; ini akan meningkatkan respon creep pada jaringan ikat, mengurangi refleks regangan dan meningkatkan panjang istirahat jaringan ikat. Respon creep dalam jaringan biologis yang ditimbulkan dari peregangan statis dapat berlangsung dari beberapa detik hingga beberapa menit. penting lainnya

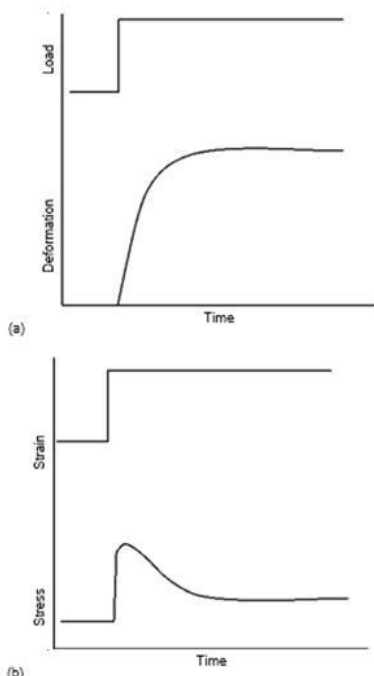


Gambar 1.9 (Contoh perilaku yang bergantung pada kecepatan tulang kortikal)

perilaku tergantung waktu dari bahan viskoelastik adalah stres-relaksasi. Ini berarti bahwa bahan yang mengalami regangan konstan akan mulai rileks, yaitu tegangan akan berkurang (Gambar 1.10(b)).

Anisotropi berarti sifat mekanik suatu material bergantung pada arah, berlawanan dengan isotropi, yang menyiratkan homogenitas dalam sifat mekanik ke segala arah. Bahan biologis (misalnya kulit, tulang

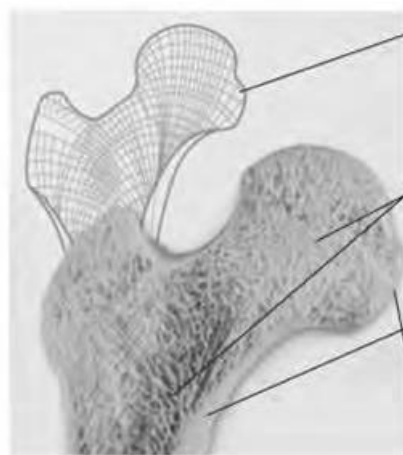
dan ligamen) bersifat anisotropik, yang berarti sifat mekaniknya bergantung pada arah pemuatannya. Misalnya, tibia paling kuat saat menahan beban tekan dan paling lemah dalam menahan beban geser, sedangkan tendon Achilles paling kuat dalam menahan beban tarik. Lebih lanjut ke ketergantungan arah, sifat biomekanik bahan biologis juga bergantung pada posisi, sehingga beberapa bagian bahan berperilaku berbeda dari yang lain. Ini karena sebagian besar jaringan biologis terbuat dari bahan komposit; yaitu mereka tidak homogen. Misalnya, jenis tulang, daerah tulang (misalnya kepala versus poros tengah tulang paha), dan apakah tulang itu kanselus atau kompak, semuanya mempengaruhi sifat-sifatnya. Artinya adalah bahwa beban yang sama dapat diterapkan dalam arah yang sama ke daerah yang berbeda dari jaringan yang sama dan menghasilkan hasil yang berbeda.



Gambar 1.10 ((a) Perilaku merayap – deformasi jaringan di bawah beban konstan; (b) perilaku stres-relaksasi – tegangan akan berkurang atau material akan 'relaks' di bawah deformasi yang konstan)

STRUKTUR DAN KOMPOSISI

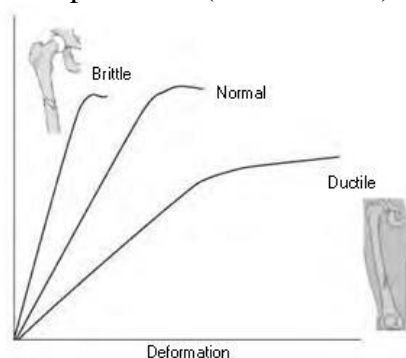
Ada dua jenis tulang, tulang kortikal atau kompak dan tulang cancellous atau trabecular. Tulang kortikal padat dan membentuk 80% dari berat kerangka sementara tulang cancellous lebih keropos. Tulang kortikal adalah bahan yang tidak homogen, anisotropik, viskoelastik, rapuh yang paling lemah ketika dibebani dengan tegangan. Utama elemen struktural tulang kortikal adalah osteon. Paket ini untuk membentuk matriks tulang. Elemen struktural utama tulang cancellous adalah trabekula. Trabekula memiliki berbagai bentuk dan orientasi spasial yang membuat tulang kanselus tampak lapang dan berpori. Orientasi trabekula sesuai dengan arah tegangan tarik dan tekan dan kira-kira ortogonal (Gambar 1.11). Hal ini memungkinkan ekonomi maksimum struktur seperti yang dinyatakan oleh rasio kekuatan-terhadap-beratnya. Trabekula lebih padat di bagian-bagian tulang yang harus mengirimkan tekanan terbesar seperti kepala tulang paha (Gambar 1.11).



Gambar 1.11((Komposisi tulang kepala femoralis)

Struktur keseluruhan tulang panjang memberikan rasio kekuatan-terhadap-berat yang optimal. Ini dimungkinkan oleh konstruksi sandwich dari cangkang kortikal dengan inti kanselus. Dalam jenis struktur

tidak homogen ini, komponen lunak membantu mencegah komponen kaku dari retak, sedangkan komponen kaku membantu mencegah komponen lunak dari leleh. Persyaratan untuk ketahanan stres terbesar adalah di pinggiran tulang. Bagian tengah yang lebih sempit pada tulang panjang mengurangi tekanan lentur dan meminimalkan kemungkinan patah. Cangkang kortikal berkurang ketebalannya di epifisis di mana tulang kanselus menjadi lebih umum. Bentuk epifisis, yang lebih luas dengan luas permukaan yang lebih besar, memberikan stabilitas dan mengurangi tekanan pada permukaan bantalan beban. Dua mekanisme fraktur terjadi pada tulang kortikal. Pada yang pertama, kegagalan bersifat ulet, yang berarti deformasi plastis ekstensif terjadi sebelum fraktur karena osteon dan serat ditarik terpisah. Yang kedua, kegagalannya rapuh karena retakan yang melintasi permukaan tulang; mode kegagalan yang serupa terjadi pada tulang cancellous, di mana retakan menyebar di sepanjang tulang. Karena anisotropi tulang (sifatnya tergantung pada arah pembebanan), mekanisme perambatan retak bergantung pada orientasi tulang: retakan merambat lebih mudah dalam arah melintang daripada dalam arah memanjang. Tulang yang lebih termineralisasi cenderung mengalami patah getas sedangkan tulang yang kurang termineralisasi cenderung mengalami patah ulet (Gambar 1.12).



Gambar 1.12((Kurva deformasi beban untuk kondisi tulang yang berbeda. Pembentukan retak ulet dan bentuk propagasi patah tulang.

SIFAT SIFAT BIOMEKANIKA

Karena non-homogenitasnya, jenis dan distribusi beban di dalam tulang juga mempengaruhi sifat mekaniknya. Sifat-sifat ini juga bervariasi dengan arah di mana beban diterapkan (anisotropi). Misalnya, untuk tulang kortikal, modulus elastisitas hampir dua kali lebih besar sepanjang sumbu panjang (17,9 GPa) daripada yang melintang (10 GPa). Kekuatan tertinggi untuk tulang kortikal femoralis manusia adalah 193 MPa ketika dikompresi secara longitudinal dan 133 MPa ketika dibebani secara melintang. Dengan demikian, lebih sedikit energi yang diserap ketika tulang dibebani secara transversal, yang berarti bahwa tulang yang dibebani secara transversal lebih mungkin mengalami patah getas dengan sedikit leleh sebelum patah, dibandingkan dengan tulang yang dibebani secara longitudinal. Saat meninjau literatur tentang sifat material tulang, perlu dicatat bahwa nilai modulus elastisitas dan kekuatan ultimit cukup bervariasi. Hal ini disebabkan oleh usia dan preparasi tulang serta kecepatan pemuatan spesimen, misalnya nilai kekakuan untuk tulang kanselus berkisar dari

1,4 MPa hingga 1,5 GPa. Studi telah menunjukkan peningkatan kekakuan pada spesimen tulang yang lebih tua serta preparasi kering versus preparat basah dan selanjutnya telah menunjukkan nilai kekakuan dan kekuatan ultimat menjadi lebih bervariasi ketika dimuat pada tingkat yang melebihi kisaran fisiologis (Hansen et al., 2008).

Tulang adalah bahan viskoelastik, sehingga laju pembebanan penting untuk perilaku biomekaniknya. Ketika tulang dibebani dengan kecepatan yang lebih tinggi (dalam kisaran fisiologis) tulang menjadi lebih kaku, memiliki modulus elastisitas yang lebih besar, dan menopang beban yang lebih tinggi hingga keruntuhan (lihat Gambar 1.9). Rentang fisiologis dari laju regangan bervariasi hanya sekitar 15%

selama aktivitas kehidupan sehari-hari, misalnya laju regangan di tulang kortikal selama berjalan lambat adalah 0,1%/dtk dan sekitar 3%/dtk selama jogging lambat dan sekitar 13%/dtk selama berjalan cepat. Berlari (Hansen et al., 2008). Perilaku yang bergantung pada laju ini, karakteristik jaringan viskoelastik, juga memberi tahu kita bahwa energi yang diserap (sebanding dengan area di bawah kurva tegangan-regangan) meningkat dengan meningkatnya laju regangan. Laju regangan secara klinis penting karena akan mempengaruhi pola fraktur. Energi diserap oleh tulang selama pembebanan dan patah tulang yang terbentuk di jaringan tulang memungkinkan energi untuk dilepaskan. Dengan demikian, tingkat regangan yang lebih tinggi menyebabkan energi yang lebih besar, yang mengarah pada kerusakan yang lebih besar pada jaringan tulang

STRUKTUR DAN KOMPOSISI JARINGAN

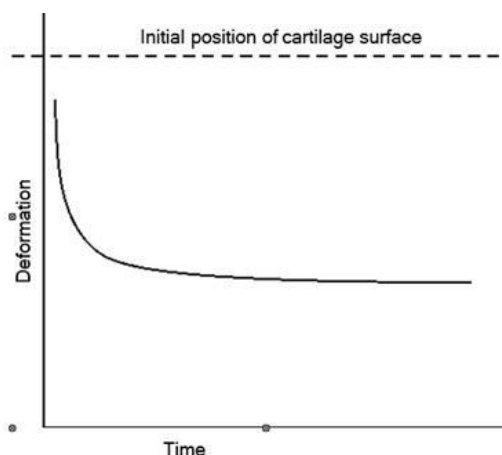
Dari semua jenis jaringan ikat, tulang rawan artikular (sendi) adalah yang paling parah terkena stres, yang menyebabkan keausan. Fungsi utama tulang rawan sendi adalah untuk memberikan permukaan artikular yang halus, membantu mendistribusikan tekanan sendi yang bervariasi dengan jumlah kontak. Misalnya, pada lutut yang terentang penuh di mana kemungkinan menahan beban digabungkan dengan beban ligamen dan ketegangan otot, area kontak sendi ditingkatkan oleh meniskus. Area yang meningkat dipertahankan pada fleksi awal saat menahan beban masih memungkinkan, seperti saat berjalan. Dalam derajat fleksi yang lebih besar, gerakan meluncur terjadi di atas area kontak yang berkurang; area yang berkurang ini dimungkinkan oleh pengurangan beban, karena ligamen kolateral menjadi rileks dan menahan beban tidak mungkin lagi.

Tulang rawan artikular merupakan

substansi avaskular yang terdiri dari sel, serat kolagen dan substansi hialin. Karena kurangnya suplai vaskular, saraf, dan limfatik, kartilago artikular bergantung pada pertukaran cairan sinovial untuk nutrisi, oksigen, dan perbaikan. Tulang rawan artikular secara struktural sangat terorganisir. Di dekat tulang, serat kolagen tegak lurus dengan tulang. Serat kemudian berjalan melalui zona transisi sebelum menjadi sejajar dengan permukaan di mana banyak serat memungkinkan mereka untuk bergerak terpisah tanpa penurunan kekuatan tarik. Di zona tegak lurus, serat menenun di sekitar sel tulang rawan, membentuk kondroma. Tulang rawan hialin terdiri dari antara 20% dan 40% kondroitin; zat ini memiliki kandungan asam sulfat yang tinggi dan mengandung kolagen dan polimer (kondromukoid) dari kondrosin disakarida asetat. Konsentrasi kondroitin lebih rendah di zona permukaan karena kandungan serat kolagen yang tinggi, melalui adaptasi terhadap tekanan mekanis.

Tulang rawan memiliki elastisitas yang tinggi, tetapi tidak seragam. Ini terbesar dalam arah gerakan sendi dan di mana tekanan sendi terbesar. Kompresibilitas sekitar 50-60%. Deformasi tulang rawan membantu meningkatkan area kontak sendi dan rentang gerak. Tulang rawan normal memiliki perilaku viskoelastik yang khas. Ini memiliki modulus elastisitas dalam ketegangan yang menurun dengan meningkatnya kedalaman dari permukaan tulang rawan karena kolagen orientasi serat. Modulus kompresi meningkat dengan beban sebagai tulang rawan dikompresi dan chondromes menahan beban. Pengaruh beban adalah menyebabkan deformasi awal yang cepat diikuti dengan peningkatan yang lebih bertahap (Gambar 1.13). Setelah beban dihilangkan, tulang rawan kembali ke elastisitas awalnya dalam waktu yang relatif singkat dengan ketentuan bahwa beban tersebut memiliki durasi yang cukup pendek dan besaran yang cukup rendah. Beban

serupa yang ditahan untuk periode yang lebih lama, atau beban yang lebih besar, akan menyebabkan lebih banyak deformasi dan peningkatan penurunan elastisitas, yang dapat menyebabkan degenerasi. Berdiri terlalu lama menyebabkan keram pada sebagian diskus intervertebralis fibrokartilaginosa; ini sebagian besar menjelaskan mengapa orang tertinggi di pagi hari, kehilangan tinggi 17 mm dalam dua jam pertama setelah naik. Stres tekan utama tulang rawan telah dilaporkan sebagai 5 MPa (Shrive dan Frank, 1995). Batas elastisnya jauh lebih rendah untuk pembebanan berulang daripada untuk pembebanan tunggal (Nigg, 1993).

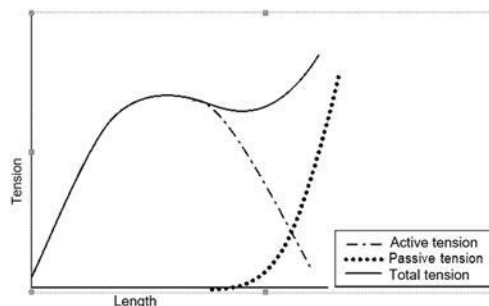


Gambar 1.13 (Representasi skematis dari efek durasi pemuatan pada deformasi tulang rawan)

OTOT RANGKA: KEKUATAN MAKSIMUM DAN AKTIVASI OTOT

Dua kekuatan yang berbeda dapat dibedakan untuk otot rangka. Ketegangan aktif adalah gaya yang dihasilkan oleh elemen kontraktil otot sebagai akibat dari kontraksi otot sukarela. Ketegangan pasif adalah kekuatan yang dikembangkan di dalam jaringan ikat otot ketika otot melampaui panjang istirahatnya. Tegangan total tergantung pada karakteristik panjang tegangan dari komponen aktif dan pasif otot (Gambar 1.14). Ketegangan total yang

dikembangkan dalam otot rangka sebanding dengan jumlah jembatan silang secara paralel. Jumlah jembatan silang antara filamen maksimal pada saat istirahat, oleh karena itu tegangan aktif juga maksimal saat istirahat



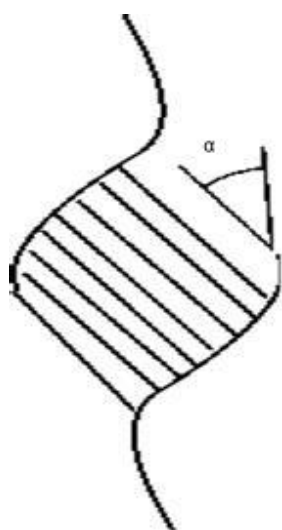
Gambar 1.14((Hubungan panjang-tegangan otot rangka. Ketegangan aktif berasal dari interaksi antara miosin dan aktin. Ketegangan pasif dapat berkembang di jaringan ikat kompleks otot, terutama di tendon)

Saat otot diperpanjang, filamen ditarik terpisah, sehingga jumlah jembatan silang berkurang dan tegangan aktif berkurang. Saat otot memanjang melewati panjang istirahat, ketegangan pasif mulai terbentuk di jaringan ikat. Saat otot terus memanjang ada peningkatan ketegangan pasif serta peningkatan laju perkembangan ketegangan pasif.

Kekuatan maksimum yang dikembangkan di setiap unit motorik otot terkait dengan jumlah serat yang direkrut, kecepatan dan sinkroni penyalaan (atau stimulasi), dan luas penampang fisiologis unit motorik. Tingkat produksi kekuatan aktif dalam otot sebanding dengan jumlah sarkomer secara seri. Faktor-faktor yang mempengaruhi kemampuan otot untuk menghasilkan gaya termasuk panjang, kecepatan, jenis serat, luas penampang fisiologis dan aktivasi. Gaya per unit luas penampang fisiologis sering dikenal sebagai 'ketegangan spesifik' otot. Berbagai nilai untuk tegangan spesifik telah dilaporkan

(misalnya Pierrynowski, 1995); nilai maksimum 350 kPa sering digunakan untuk memperkirakan kekuatan otot maksimum dari luas penampang fisiologisnya (pcsa). Perlu dicatat bahwa $pcsa = (m \cos \alpha) / (r_f / \alpha)$ di mana m dan α adalah massa dan kepadatan otot, r_f adalah panjang serat otot dan α adalah sudut pennation serat (Gambar 1.15). Dua yang terakhir ditentukan ketika sarkomer otot berada pada panjang optimal (2,8 mm) untuk pembangkitan gaya. Perbedaan nilai tegangan spesifik yang dikutip dalam literatur mungkin disebabkan oleh komposisi serat yang berbeda, penentuan pcsa atau faktor saraf.

Aktivasi otot diatur melalui rekrutmen unit motorik dan tingkat stimulasi unit motorik (atau pengkodean kecepatan). Yang pertama adalah urutan teratur berdasarkan ukuran -motoneuron. Yang lebih kecil direkrut terlebih dahulu; ini biasanya kedutan lambat dengan tegangan maksimum rendah dan waktu kontraksi yang lama. Tingkat pengkodean tingkat bergantung pada otot. Jika lebih banyak unit motor dapat direkrut, maka ini mendominasi. Otot yang lebih kecil memiliki lebih sedikit unit motorik dan lebih bergantung pada peningkatan tingkat stimulasi mereka.



Gambar 1.15 (Sudut pennation serat otot)

KEKAKUAN MEKANIK

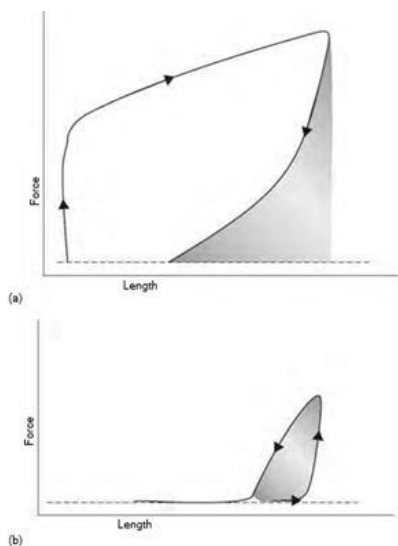
Kekakuan mekanik otot adalah laju perubahan gaya sesaat terhadap panjang, diukur dari kemiringan kurva tegangan-panjang otot (Gambar 1.14). Otot yang tidak distimulasi memiliki kekakuan yang rendah (atau komplians yang tinggi). Kekakuan meningkat seiring waktu selama ketegangan dan pada tingkat perubahan gaya yang tinggi, terutama pada kontraksi eksentrik, di mana nilai kekakuan mungkin lebih dari 200 kali lebih besar daripada pada kontraksi konsentris. Kekakuan sering dianggap berada di bawah kendali refleks dengan pengaturan melalui komponen panjang reseptor gelendong otot dan komponen umpan balik gaya organ tendon Golgi. Beberapa penelitian, sebagian besar pada hewan, telah dilakukan pada efek pemblokiran tindakan refleks. Peran yang tepat dari berbagai komponen refleks dalam regulasi kekakuan dalam gerakan cepat manusia dalam olahraga masih harus sepenuhnya ditetapkan seperti halnya efeknya dalam siklus pemendekan peregangan (lihat di bawah). Jelas, bagaimanapun, bahwa refleks hampir dapat melipatgandakan kekakuan otot pada beberapa persendian. Selanjutnya, sifat otot dan refleks dan sistem saraf pusat berinteraksi dalam menentukan bagaimana kekakuan mempengaruhi kontrol gerakan.

SIKLUS PEREGANGAN DAN PEMENDEKAN

Keadaan alami fungsi otot mungkin lebih kompleks daripada deskripsi partisi dari kontraksi otot konsentris, isometrik dan eksentrik. Faktanya, banyak aktivitas kita sehari-hari (misalnya berjalan, berlari, melompat) membutuhkan aksi otot yang lebih kompleks; tindakan ini disebut siklus peregangan-shortening (SSC), di mana otot mengalami fase eksentrik dengan cepat diikuti oleh fase konsentris (Gambar 1.16(a)). SSC yang efektif membutuhkan tiga kondisi mendasar: pertama, praaktivasi

otot yang tepat waktu sebelum fase eksentrik; kedua, fase eksentrik yang pendek dan cepat; ketiga, transisi langsung antara fase eksentrik dan konsentris. Urutan aksi otot ini telah terbukti sangat meningkatkan produksi gaya selama fase konsentris dibandingkan dengan kontraksi otot konsentris yang terisolasi (Gambar 1.16(c)).

Ada penjelasan alternatif untuk fenomena siklus pemendekan peregangan, terutama terkait dengan peningkatan kinerja dalam gerakan balasan



Gambar 1.16 (Model ideal kurva kekuatan-panjang otot: (a) siklus peregangan-pemendekan – eksentrik diikuti oleh kontraksi konsentris – selama energi kontraksi eksentrik disimpan dalam tendon otot yang menghasilkan kontraksi konsentris yang lebih kuat; (b) isometrik diikuti oleh kontraksi konsentris – area yang diarsir menunjukkan kerja yang dilakukan pada fase konsentris.

Melompat; berbagai teori telah diajukan. Pertama, pemanfaatan energi elastis yang tersimpan: rekoil struktur tendon akan memungkinkan kecepatan pemendekan elemen kontraktile berlangsung lebih lambat, sehingga meningkatkan produksi gaya karena karakteristik gaya-kecepatan kontraksi otot. Kedua, waktu

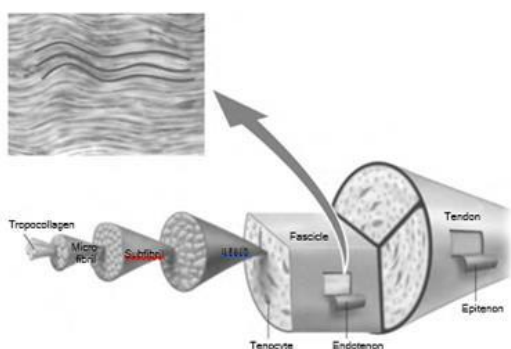
naik: fase eksentrik memberi waktu otot untuk mengembangkan ketegangan maksimum. Ketiga, refleks regangan: fase eksentrik menyebabkan refleks regangan yang meningkatkan stimulasi alfa ke otot. Keempat, efek otot dua sendi: siklus pemendekan peregangan mengoptimalkan transfer energi dari dua otot sendi. Kelima, efek preload: jika otot dibebani dengan gaya awal yang tinggi, kerja yang lebih besar akan dihasilkan dalam kontraksi konsentris. Untuk informasi lebih lanjut lihat Komi (2003).

Bukti saat ini mendukung tiga mekanisme berikut yang terlibat dalam SSC: penyimpanan dan pelepasan energi elastis, preloading otot yang terlibat, dan potensiasi refleks. Energi elastis disimpan dalam elemen elastis otot selama fase pemanjangan. Kita perlu ingat bahwa kontraksi eksentrik sejati melibatkan pemanjangan otot di bawah tegangan aktif. Jika otot tidak aktif maka pemanjangan dianggap sebagai peregangan, bukan kontraksi eksentrik. Mengoptimalkan penyimpanan dan pelepasan energi elastis tergantung pada panjang peregangan, kecepatan peregangan, waktu kopling yang singkat (transisi antara peregangan ke pemendekan), kekuatan di akhir peregangan dan kekakuan otot. Pra-beban otot mengacu pada gaya awal yang lebih tinggi pada awal fase konsentris dari siklus pemendekan regangan daripada untuk gerakan tanpa pra-peregangan. Peningkatan gaya ini pada gilirannya meningkatkan kerja (diukur dari area di bawah kurva gaya-panjang) yang dilakukan dalam fase konsentris dari siklus (Gambar 1.16(a dan b)). Potensiasi refleks melibatkan peningkatan refleks latensi pendek dan menengah yang terlihat pada elektromiogram dari kelelahan otot melalui siklus pemendekan peregangan yang berulang. Ini telah ditafsirkan sebagai regulasi kekakuan otot melalui komponen umpan balik panjang dari spindel otot. Masih banyak pekerjaan yang harus

dilakukan untuk memahami peran berbagai komponen refleks dan pengaruhnya terhadap regulasi kekakuan otot dalam siklus pemendekan regangan

SIFAT OTOT LIGAMEN DAN TENDON

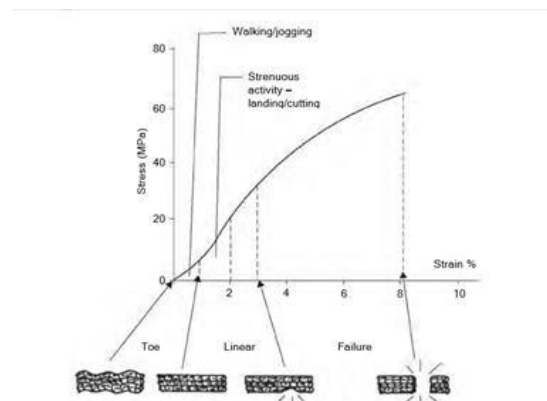
Ligamen dan tendon adalah jaringan kolagen lunak. Ligamen menghubungkan tulang ke tulang dan tendon menghubungkan otot ke tulang. Tendon dan ligamen adalah contoh jaringan ikat fibrosa padat yang terorganisir. Ini berarti bahwa mereka memiliki serat kolagen padat yang berjalan dalam bundel paralel (Gambar 1.17). Jenis jaringan ini memiliki kekuatan tarik yang besar terutama ketika beban tarik diterapkan sejajar dengan garis serat. Ketika tidak ditekan, serat memiliki pola berkerut (Gambar 1.17) karena ikatan silang serat kolagen dengan serat elastis dan retikuler. Pola berkerut ini sangat penting untuk mobilitas sendi yang normal karena memungkinkan jangkauan terbatas dari gerakan yang hampir tanpa hambatan.



Gambar 1.17

Kekakuan ligamen bervariasi non-linier dengan kekuatan. Karena sifat tarik non-liniernya (Gambar 1.18), ligamen menawarkan ketahanan awal dan peningkatan terhadap beban tarik pada rentang gerak sendi yang sempit. Pada gaya yang lebih tinggi, ligamen menjadi lebih

kaku dan memberikan lebih banyak ketahanan untuk mengembangkan deformasi. Ini berarti bahwa ketika sendi dipindahkan ke arah batas luar gerakan, serat kolagen direkrut dari keadaan berkerut menjadi diluruskan, yang meningkatkan resistensi dan menstabilkan sendi. Dengan demikian, aktivitas sehari-hari, seperti berjalan dan jogging, biasanya berada di ujung kurva tegangan-regangan (Gambar 1.18) dan aktivitas berat seperti mendarat, melompat.



Gambar 1.18

Dan pemotongan biasanya di bagian awal daerah linier. Wilayah regangan linier mungkin sebesar 20-40% dan regangan kegagalan setinggi 60-80%, jauh lebih besar daripada untuk tendon.

Semua ligamen menunjukkan sifat viskoelastik: mereka merayap – terus berubah bentuk di bawah beban konstan; mereka mengalami stres-relaksasi - di bawah regangan tetap, stres akan berkurang seiring waktu; mereka mengalami histeresis – kehilangan energi selama bongkar muat, dan mereka sensitif terhadap laju regangan – kekakuan meningkat seiring dengan laju regangan. Misalnya Kennedy dkk. (1976) menemukan beban kegagalan ultimit untuk ACL adalah 477 N pada laju regangan 40%/s tetapi 678 N pada laju regangan 140%/s. Perilaku sensitif kecepatan mungkin penting dalam aktivitas siklik di mana pelunakan ligamen (penurunan

kekuatan ligamen puncak dengan siklus yang berurutan) dapat terjadi. Kekakuan ligamen, kekuatan tertinggi dan energi untuk kegagalan dapat ditingkatkan dengan pelatihan dan olahraga dan dikurangi dengan imobilisasi, tidak aktif dan penuaan.

Jaringan tendon mirip dengan fasia, memiliki kandungan kolagen yang besar (70-80% berat kering). Kolagen adalah triple helix biasa dengan ikatan silang, memberikan material dan struktur terkait dengan kekuatan tarik besar yang tahan terhadap peregangan jika serat disejajarkan dengan benar. Tendon kuat dan, meskipun tidak ada konsensus yang dipublikasikan tentang yang terakhir

Degangan tarik tendon manusia, nilainya biasanya berada dalam rentang 45–125 MPa. Tendon merupakan bahan yang relatif kaku, memiliki modulus elastisitas 800 MPa sampai 2 GPa (Fung et al., 1986). Mirip dengan ligamen, kekakuannya lebih kecil untuk beban rendah karena pola crimping kolagen menyebabkan gradien yang kurang curam dari kurva beban-ekstensi dan tegangan-regangan di daerah jari kaki (Gambar 1.18). Daerah jari kaki meluas hingga sekitar 3% regangan, dengan daerah reversibel linier hingga 4% regangan, dan regangan akhir (kegagalan) sekitar 8-10% (Nigg dan Herzog, 2007). Kesesuaian (elastisitas) tendon penting dalam cara tendon berinteraksi dengan kontraksi jaringan otot. Ketika komplians tendon tinggi, perubahan panjang serat otot akan kecil dibandingkan dengan perubahan panjang seluruh unit otot-tendon. Selain memiliki kekuatan tarik dan kekakuan yang relatif tinggi, tendon bersifat ulet, memiliki histeresis relatif hanya 2,5-10%. Dalam kisaran fisiologis, ini mewakili perilaku viskoelastik terbatas untuk bahan biologis. Karena itu, tendon sering dianggap sebagai tempat utama dalam unit otot-tendon untuk penyimpanan energi elastis. Perlu dicatat bahwa penyimpanan energi kemungkinan akan terbatas kecuali jika tendon dikenai

gaya yang besar, seperti pada fase eksentrik dari siklus pemendekan regangan.

KESIMPULAN

Dalam bab ini kita belajar bahwa studi cedera olahraga adalah masalah kompleks yang membutuhkan pendekatan multidisiplin untuk menemukan dan menerapkan solusi yang efektif. Pendekatan epidemiologi memberi kita informasi kunci mengenai siapa, apa, di mana dan kapan cedera. Insiden, prevalensi dan faktor risiko merupakan aspek penting dari studi epidemiologi cedera. Sebagai ahli biomekanik, kami menggunakan prinsip dan teori disiplin ilmu fisika dan teknik mesin untuk menggambarkan gaya dan faktor yang berhubungan dengan gaya (mekanik) yang menyebabkan cedera. Namun, penting untuk mengakui kontribusi disiplin lain dan untuk memahami bagaimana penelitian dan pemahaman biomekanik kita dapat diinformasikan oleh mereka. Sebagai contoh, kita dapat menggunakan model epidemiologi Meeuwisse untuk menekankan pengaruh beban dan toleransi beban sehingga faktor risiko intrinsik dilihat sebagai faktor yang mempengaruhi toleransi beban jaringan dalam atlet, sedangkan faktor ekstrinsik dapat dilihat sebagai faktor yang mempengaruhi karakteristik beban, yang mengarah pada pemahaman yang lebih baik tentang mekanisme cedera. Sisa bab ini melihat sifat mekanik yang paling penting dari bahan olahraga dan jaringan biologis. Viskoelastisitas, dan signifikansinya untuk bahan biologis, dijelaskan. Komposisi dan sifat biomekanik tulang, tulang rawan, ligamen dan tendon, dan perilakunya di bawah berbagai bentuk pembebanan, dipertimbangkan. Elastisitas otot, kontraktilitas, pembangkitan kekuatan maksimal dalam otot, aktivasi otot, kekakuan otot dan pentingnya siklus pemendekan peregangan semuanya dijelaskan.

REFERENSI

- Bahr, R. and Krosshaug, T. (2005) Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 324–329.
- Committee on Trauma Research (1985) *Injury in America: A Continuing Public Health Problem*, Washington, D.C.: National Academy Press.
- Fung, Y.C. (1993) *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues* (2nd edn), New York: Springer-Verlag.
- Fung, Y.C., Schmid-Schonbein, G.W., Woo, S.L.Y. and Zweifach, B.W. (1986) *Frontiers in Biomechanics*, New York: Springer-Verlag.
- Hansen, U., Hasan, P., Dian, R., Ajeng, JD dan Hynd, D. (2008) Pengaruh Laju regangan pada Sifat Mekanik Tulang Kortikal Manusia. *Jurnal Teknik Biomekanik*, 130, 11–18.
- Adan, J.C., Handi, R.J., Willis, R.B. dan Devin, K.D. (1976) *Studi Ketegangan Ligamen Lutut Manusia. Titik Luluh, Kegagalan Pamungkas, dan Gangguan Pada Ligamen Kolateral Cruciatum Dan Tibialis*. *Jurnal Bedah Tulang dan Sendi – Seri A*, 58, 350–355.
- Hartono, W.B. (2001) 'Cedera Atletik Jaringan Lunak', Di F.H. Fu Dan D.A. Stone (Eds) *Cedera Olahraga: Mekanisme, Pencegahan, Perawatan*, Malang, PA
- Lee, M. dan Hilman, W. (2002) *Pemodelan Mode Kegagalan Pada Ligamen Lutut Tergantung Pada Tingkat Regangan. Gangguan Muskuloskeletal BMC*, 3, 3-8.
- Dandi, W.H. (1994) *Menilai Penyebab Cedera Olahraga: Model Multifaktorial*. *Jurnal Klinis Kedokteran Olahraga*, 4, 166-170.
- Ardhan, W.H., Tiban, H., Adam, B. dan Emery, C. (2007) *Sebuah Model Dinamis Etiologi Dalam Cedera Olahraga: Sifat Rekursif Risiko dan Sebab-akibat*. *Jurnal Klinis Kedokteran Olahraga*, 17, 215-219.
- Nigg, B.M. (1993) 'Beban Berlebihan dan Mekanisme Cedera Olahraga', dalam P.A.F.H. Renström (ed.) *Cedera Olahraga: Prinsip Dasar Pencegahan dan Perawatan*, London: Blackwell Scientific, hlm.
- Nigg, B.M. dan Herzog, W. (2007) *Biomekanika Sistem Musculo-skeletal* (Edisi ke-3.), Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Nabila, M.R. (1995) 'Representasi Analitis Dari Garis Aksi Otot dan Geometri', dalam
- P. Agus, I.A.F. Agam dan J.-P. Guntur (eds) *Analisis Tiga Dimensi Gerakan Manusia, Champaign, IL: Kinetika Manusia*, pp.215–256.
- Shrive, N.G. dan Frank, C.B. (1995) 'Tulang Rawan Artikular', di B.M. Nigg dan W. Herzog (eds) *Biomekanika Sistem Musculo-Skeletal*, Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, hlm.