طبابت هنر است،

هنر هماهنگی قلب و اندیشه

سرشناسه	پورمحمودیان-محمد ۱۳۷۱
عنوان و نام پدیدآور	اصول ارتوپدی ۱: خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و بورد با پاسخ تشریحی ویژه آزمون ارتقاء و بورد تخصصی ۱۴۰۵ Rockwood and Wilkins' fractures in children,10th ed, [2025] ترجمه و تلخیص و پاسخدهی به سوالات: دکترمیثم علی پور، دکترمحمد پورمحمودیان
مدیر تولید و برنامه ریزی	الهه شهدادی
مشخصات نشر	تهران: کاردیا، ۱۴۰۴.
مشخصات ظاهری	۳۳۸ص.: مصور، جدول، نمودار.
شابک	۱۳،۳۵۰،۰۰۰ریال شابک: ۲-۳۳۸-۴۰۴-۶۲۲-۹۷۸ شابک دوره: ۵-۳۳۷-۴۰۴-۶۲۲-۹۷۸ ج ۱۱
وضعیت فهرست نویسی	فیپا
یادداشت	کتاب حاضر برگرفته از کتاب" Rockwood and Wilkins' fractures in children,10th ed, [2025] " به ویراستاری پیترام. واترز، دیویدال. اسکاگز، جان‌ام. فلین است.
موضوع	
شناسه افزوده	واترز، پیتر ام.
شناسه افزوده	Waters, Peter M.
شناسه افزوده	اسکاگز، دیوید ال.
شناسه افزوده	Skaggs, David L.
شناسه افزوده	فلین، جان ام.
شناسه افزوده	Flynn, John M.
شناسه افزوده	راکوود، چارلز، ۱۹۳۶ - م.
شناسه افزوده	Rockwood, Charles A
رده بندی کنگره	RD۱۰۱
رده بندی دیویی	۱۵۰۸۳/۶۱۷
شماره کتابشناسی ملی	۹۷۰۵۳۲۹
اطلاعات رکورد کتابشناسی	فیپا

اصول ارتوپدی ۱ : خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و بورد با پاسخ تشریحی ویژه آزمون ارتقاء و بورد تخصصی ۱۴۰۵

Rockwood and Wilkins' fractures in children,10th ed, [2025]

ترجمه و تلخیص و پاسخدهی به سوالات: دکترمیثم علی پور، دکترمحمد پورمحمودیان

ناشر: انتشارات کاردیا

صفحه آرا: رزیدنت‌یار- مهرانه سرآبادانی

طراح و گرافیست: رزیدنت‌یار- مهراد فیضی

چاپ و لیتوگرافی: رزیدنت‌یار

نوبت چاپ: اول ۱۴۰۴

شابک: ۲-۳۳۸-۴۰۴-۶۲۲-۹۷۸

شابک دوره: ۵-۳۳۷-۴۰۴-۶۲۲-۹۷۸

تیراژ: ۱۰۰ جلد

بها: ۱،۳۳۵،۰۰۰ تومان

آدرس: تهران میدان انقلاب ـ کارگرجنوبی ـ خیابان روانمهر ـ بن بست دولتشاهی پلاک ۱ واحد ۱۸

شماره تماس: ۶۶۴۱۹۵۲۰ ـ ۰۲۱، ۸۸۹۴۵۲۰۸ ـ ۰۲۱، ۸۸۹۴۵۲۱۶ ـ ۰۲۱، شماره تماس ویژه: ۰۹۱۰۹۵۹۶۷ ـ ۰۲۱

www.residenttyar.com

هر گونه کپی‌برداری از این اثر پیگرد قانونی دارد.

اصول ارتوپدی ۱

خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و بورد با پاسخ تشریحی ویژه
آزمون ارتقاء و بورد تخصصی ۱۴۰۵
Rockwood and Wilkins' fractures in children,10th ed, [2025]

ترجمه و تلخیص

دکتر محمد پورمحمودیان
۱۰ درصد بورد تخصصی ۱۴۰۴
هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
دکتر میثم علی پور
جراح ارتوپدی دارای بورد تخصصی ۱۴۰۴
از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

سخن ناشر

سپاس و ستایش شایستهٔ پروردگاری که کرامتش نامحدود و رحمتش بی‌پایان است. اوست که بشر را دانش بیاموخت و با قلم آشنا کرد. به انسان رخصت آن داد که علم را به خدمت گیرد و با قلم خود و رسم خطوط گویا آن را به دیگران نیز بیاموزد.

خدایا از شاکران درگاهت و حقیقت‌جویان راهت قرارم ده و یاری‌ام کن تا در آموختن نلغزم و آن‌چه را آموختم، به شایستگی عرضه کنم.

رزیدنت‌یار، حامی و پیشرو در نظام کمک آموزشی پزشکی کشور به سبک نوین و مطابق با آخرین پیشرفت‌های آموزشی در حیطه پزشکی با کادری مجرب و آشنا طی ۱۸ سال گذشته از منظر متخصصین همواره بهترین محصولات را ارائه و در دسترس مخاطبین خود قرار داده است.

اثر پیش رو با توجه به محتوی بسیار غنی در مبحث ارتوپدی گردآوری شده و با استفاده از مفهومی نمودن مباحث و روان‌سازی توسط مؤلف محترم از منابع و رفرنس بوده و در روال گذر از گروه کنترل کیفیت رزیدنت‌یار با جمعی از اساتید رتبه A را به خود اختصاص داده است، امید است با مطالعه تمام مباحث پیش رو با یاری خداوند متعال پیروز و پایدار باشید.

مدیرمسئول انتشارات

مرجان پورندیم

مقدمه مولف

تقدیم به:

به محضر استاد فرهیخته و ارجمند

جناب آقای دکتر امیر صباغ‌زاده

و نیز

اساتید گران‌قدر و فرهیخته

بیمارستان شهدای تجریش

که با دانش، تعهد، و تلاش بی‌وقفه خود در مسیر آموزش، درمان و ارتقای علم پزشکی، الهام‌بخش شاگردان و خدمتگزاران این عرصه بوده‌اند.

این ترجمه، با نهایت احترام و امتنان، تقدیم می‌گردد

به پاس سال‌ها آموزش، راهنمایی و نقش ارزشمندتان

در اعتلای دانش و انسانیت

دکتر میثم علی پور

جراح ارتوپدی دارای بورد تخصصی ۱۴۰۴

از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

فهرست مطالب

فصل ۱ : بیومکانیک و فیکساسیون شکستگی ها ۱۱

سوالات و پاسخنامه فصل ۱ ..... ۸۹

فصل ۲ : Bone, Cartilage, and Tendon Healing ۱۰۳

سوالات و پاسخنامه فصل ۲ ..... ۱۲۱

فصل ۳ : فناوری های زیستی و فیزیکی برای ارتقای ترمیم شکستگی ۱۲۵

سوالات و پاسخنامه فصل ۳ ..... ۱۳۹

فصل ٤ : Osteoporosis and Metabolic Bone Disease ۱٤۱

سوالات و پاسخنامه فصل ٤ ..... ۱۵۹

فصل ۵ : Classification of Fractures ۱۶۵

فصل ۶ : The Epidemiology of Musculoskeletal Injury ۱۸۹

فصل ۷ : Imaging Considerations in Orthopaedic Trauma ۲۰۵

فصل ۸ : Outcome Studies in Trauma ۲۳۷

سوالات و پاسخنامه فصل ۸ ..... ۲۶۵

فصل ۹ : Artificial Intelligence and 3D-Guided Surgery ۲۶۷

فصل ۱۰ : Principles of Nonoperative Management of Fractures ۲۸۱

سوالات و پاسخنامه فصل ۱۰ ..... ۳۳۳

فصل ۱
Section 1

بیومکانیک و فیکساسیون شکستگی‌ها

مدیریت شکستگی استخوان و اصول بیومکانیکی آن

مدیریت یک شکستگی استخوانی نیازمند در نظر گرفتن هم‌زمان جنبه‌های **بیولوژیک** (Bio)**و مکانیکی**(mechanic) است تا یک ساختار فیکساسیون با ثبات بیومکانیکی مناسب ایجاد شود.

از نظر **بیولوژیک**، این ساختار نباید بیش از حد تهاجمی باشد و باید محیطی فراهم کند که روند طبیعی ترمیم استخوان را حمایت نماید.

از نظر **مکانیکی**، فیکساسیون باید استحکام و دوام کافی برای تحرک زودرس را فراهم کرده و **میزان strain** در محل شکستگی را در محدوده‌ای قرار دهد که برای جوش خوردن استخوان مناسب است.

از آنجا که **درمان شکستگی نوعی رقابت میان ترمیم استخوان و شکست ساختار فیکساسیون است**، بنابراین باید الزامات بیولوژیک (برای ترمیم استخوان) و الزامات مکانیکی (برای پایداری فیکساسیون) به‌طور هم‌زمان و برابر در نظر گرفته شوند.

متأسفانه، این دو الزام گاه **در تضاد با یکدیگر** هستند و در طول تاریخ internal fixation معمولاً یکی بر دیگری ترجیح داده شده است.

به عنوان مثال:

- تکنیک‌های قدیمی **اسپلینتینگ** غیرتهاجمی بودند و پایداری نسبی ایجاد می‌کردند که باعث **ترمیم طبیعی با تشکیل کالوس** می‌شد.
  اما پایداری مکانیکی ناکافی، نیاز به بی‌حرکت سازی **طولانی مدت** داشت.

- با پیدایش **Compression plates**، استحکام مکانیکی فیکساسیون به‌طور چشمگیری افزایش یافت، اما در مقابل، روش جراحی **تهاجمی‌تر** شد و محیط شکستگی به صورت **کاملاً stable** درآمد که این امر، تشکیل کالوس طبیعی را **مهار** کرده و باعث **subplate porosis** می‌شد.

این تضاد با عنوان **(Paradox of Internal Fixation)** شناخته شد:

برای بازگرداندن عملکرد، نیاز به **ثبات مکانیکی بالا** وجود دارد، در حالی که برای تحریک ترمیم طبیعی استخوان به **انعطاف‌پذیری (micromotion)** نیاز است.

BASIC MECHANICAL CONCEPTS

استخوان، **عنصر ساختاری اصلی سیستم اسکلتی-عضلانی** است.

برای ایفای نقش طبیعی خود باید دارای **stiffness** ، **استحکام (strength)** و **دوام (durability)** کافی باشد تا بتواند نیروهای عضلانی را انتقال دهد، وزن بدن را تحمل کند و حرکت مفصلی را ممکن سازد.

در هنگام **شکستگی یا استئوتومی**، فیکساسیون باید **به طور موقت عملکرد مکانیکی استخوان معیوب را بر عهده بگیرد.**

توانایی مکانیکی استخوان و ایمپلنت در فیکساسیون شکستگی عمدتاً به دو عامل بستگی دارد:

۱. **ویژگی‌های ماده (Material properties)**
۲. **ویژگی‌های ساختاری (Structural properties)**

MATERIAL PROPERTIES

ویژگی های ماده، **رفتار دفورمیتی و شکست یک ماده تحت فشار را توصیف می‌کنند**، بدون آن‌که شکل یا هندسه ساختار در نظر گرفته شود.

برای مثال، در مورد **فمور پروگزیمال**، ویژگی‌های ماده را می‌توان در یک **سیلندر کوچک از استخوان ترابکولار (cancellous bone)**که از گردن فمور گرفته شده، اندازه‌گیری کرد بدون توجه به آناتومی intertrochanteric.

با اعمال نیروی compression کنترل‌شده روی این سیلندر، **compressive stiffness** آن اندازه‌گیری می‌شود. با افزایش compression load، **ارتفاع سیلندر کاهش می‌یابد** و نسبت نیروی واردشده به میزان کاهش ارتفاع، بیانگر **stiffness ماده در برابر فشار** است.

به بیان ساده:

در برابر نیروی compression معین، مواد **stiffer** تغییر شکل کمتری دارند، در حالی که مواد **الاستیک‌تر (elastic)** فشرده‌تر می‌شوند.

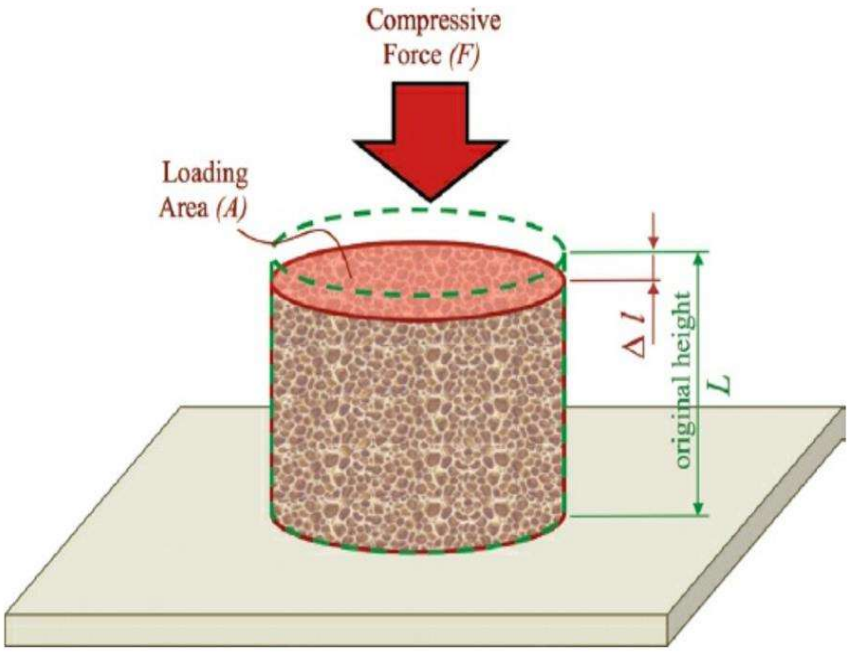

Figure 1-1. Compression of a cylindrical specimen of trabecular bone. To determine material stiffness, the specimen is compressed and the change in height is measured. The resulting compression can be expressed in terms of strain (ε), which represents the amount of compression (Δl) divided by the original height (L) of the cylinder.

به‌عنوان مثال، اگر کامپرشن یک سیلندر استخوانی به میزان **۰٫۱ میلی‌متر** نیاز به نیرویی برابر **۱۰ نیوتن** داشته باشد، آنگاه **compressive stiffness** سیلندر برابر است با:

$$N/mm\,100 = \frac{N\,10}{mm\,0.1} = \text{Stiffness}$$

اما باید توجه داشت که **این میزان stiffness فقط به ویژگی‌های ماده وابسته نیست**؛ بلکه به **ارتفاع و سطح مقطع سیلندر** نیز بستگی دارد.

برای آن‌که بتوان **stiffness** را **به صورت مستقل از اندازه نمونه** تعریف کرد، loading بر حسب **Stress (σ)** بیان می‌شود؛

Stress برابر است با **نسبت نیروی وارد شده به سطحی که نیرو بر آن اعمال می‌شود:**

$$\frac{F}{A} = \sigma$$

به طور مشابه، میزان تغییر طول (یا فشردگی) سیلندر بر حسب **Strain (ε)** بیان می‌شود؛

Strain برابر است با **تغییر طول (Δl)** تقسیم بر **طول اولیه (L)** سیلندر:

$$\frac{\Delta l}{L} = \varepsilon$$

بنابراین می‌توان **stiffness** را با استفاده از **Elastic Modulus / Young's Modulus** بیان کرد که از نسبت **Stress** به **Strain** به دست می‌آید:

$$\frac{\sigma}{\varepsilon} = E$$

این پارامتر مستقل از اندازه نمونه است.

مثال عددی:

فرض کنیم ارتفاع سیلندر **۱۰ میلی‌متر (L = 0.01 m)** و سطح مقطع آن **۱ سانتی‌متر مربع (A = 0.0001 m²)**باشد.

در این صورت:

- نیروی compression **۱۰ نیوتن** ایجاد compressive stress برابر با:

$$\sigma = 10\ N/0.0001\ m2 = 100{,}000\ N/m2$$

- میزان فشرده شدن **۰٫۱ میلی‌متر**، بیانگر strain :

$$\varepsilon = 0.1\ mm/10\ mm = 0.01 = 1\%$$

بنابراین **E-modulus** برابر است با:

$$E=100{,}000N/m2\ 0.01=10{,}000{,}000N/m2=10\ MPa$$

از آن‌جا که strain بدون واحد است، واحد stress (σ) و مدول یانگ (E) یکی بوده و بر حسب **نیوتن بر متر مربع (N/m²)**یا **پاسکال (Pa)** بیان می‌شود.

از آنجا که پاسکال واحد بسیار کوچکی است، معمولاً از مقیاس‌های بزرگ‌تر استفاده می‌شود:

- **1مگاپاسکال Pa 10^6 = (MPa)**
- **1گیگاپاسکال Pa 10^9 = (GPa)**

نکته: استیل تقریباً **دو برابر سخت‌تر (stiffer)** از تیتانیوم است.

TABLE 1-1. Representative Values of Material Properties for Select Tissues and Orthopaedic Materials

Material	Young's Modulus (GPa)	Yield Strength (MPa)	Ultimate Strength (MPa)	Failure Strain (%)
UHMW polyethylene (arthroplasty)	0.9	25	40	5
Ligament (in tension)	1.5	60	100	15
Polymethyl methacrylate (bone cement)	3	74	74	2
Cortical bone (in compression)	17	200	200	1
Titanium alloy	110	800	860	10
Stainless steel	200	700	820	12

E-modulus میزان **تغییر شکل در ناحیه‌ی الاستیک (elastic working region)ماده** را توصیف می‌کند. یعنی جایی که loading (loading) به اندازه‌ای کم است که ماده پس از حذف نیرو **به طور کامل به حالت اولیه بازمی‌گردد.**

برای تعیین **استحکام (Strength)** یک ماده، باید آن را تا **فراتر از ناحیه‌ی الاستیک** loading کرد تا دچار شکست شود.

نقطه‌ای که از آن به بعد **تغییر شکل دائمی (Plastic deformation)** آغاز می‌شود، **نقطه‌ی تسلیم (Yield point)** نام دارد و بیانگر **Yield strength** ماده است.

نقطه‌ای که در آن ماده می‌شکند، **نقطه‌ی شکست (Failure point)** است و **استحکام نهایی (Ultimate strength)** را نشان می‌دهد.

مثال های مقایسه‌ای مواد:

- تیتانیوم : **Ultimate strength ≈ ۸۶۰MPa**
- استیل : **Ultimate strength ≈ ۹۰۰MPa**

این نشان می‌دهد که یک ماده‌ی الاستیک‌تر (مثل تیتانیوم) **لزومی ندارد ضعیف‌تر** از ماده‌ی **stiff** تر (مثل استیل) باشد.

از دید بالینی، این تفاوت هنگام **شکل دادن پلیت فلزی** قابل مشاهده است:

- با اعمال نیروهای کم (در محدوده‌ی الاستیک)، پلیت پس از رها شدن به شکل اولیه بازمی‌گردد.
- با اعمال نیروهای بیشتر از حد **Yield point** ، **تغییر شکل دائمی** ایجاد شده و پلیت در شکل دلخواه باقی می‌ماند.

ماده ای مانند **استیل** که **پس از Yield point تا قبل از Failure point تغییر شکل زیادی** نشان می‌دهد، **Ductile** نامیده می‌شود.
در مقابل، موادی مثل **متیل متاکریلات (Methylmethacrylate)** که **قبل از Failure point تغییر شکل اندکی دارند**، **Brittle** نامیده می‌شوند.
ماهیت شکننده‌ی متیل‌متاکریلات در عمل با ضربه‌ی استئوتوم به‌خوبی دیده می‌شود؛ زیرا به‌جای تغییر شکل، به صورت ناگهانی **می‌شکند**.

مقایسه با استخوان

استحکام نهایی استخوان کورتیکال حدود **چهار برابر کمتر** از استیل است؛ بنابراین در یک loading شدید (مثل زمین خوردن)، احتمال شکست استخوان در مجاورت ایمپلنت بیشتر از شکست ایمپلنت است.
اما در loading **تکراری زیر حد نهایی**، microcracks در ماده ایجاد می‌شود که منجر به **Fatigue failure** می‌گردد.
این پدیده با **منحنی S-N (Stress–Number)** توصیف می‌شود که ارتباط بین **میزان cyclic stress (S)**و **تعداد سیکل‌ها (N)** تا وقوع شکست خستگی را نشان می‌دهد.

در **استخوان طبیعی**، remodeling این ترک‌ها را ترمیم می‌کند، بنابراین استخوان در برابر **Fatigue failure** **مقاومت بالایی** دارد.

اما در **ایمپلنت ها**، این ترک‌ها به تدریج تجمع یافته و در نهایت باعث **Fatigue failure** **ایمپلنت** می‌شوند.

اهمیت بالینی Fatigue failure

در درمان **نان‌یونیون فمور**، جراح باید توجه کند که نیل اینترامدولاری تحت چه مقدار **loading و سیکل‌های مکانیکی** قرار گرفته است، تا تصمیم بگیرد آیا باید نیل فعلی را **دایناماییزه** کند یا با یک نیل جدید جایگزین نماید.

Fatigue limit ، میزانی از load است که اگر کمتر از آن باشد، ایمپلنت می‌تواند **به‌طور نامحدود بدون Fatigue failure**، loading را تحمل کند (قسمت افقی منحنی S–N).

- ایمپلنت‌های فیکساسیون شکستگی فقط تا زمان جوش خوردن استخوان طراحی شده‌اند.
  اگر شکستگی جوش نخورد، ادامه‌ی loading در نهایت منجر به **Fatigue failure در ایمپلنت** می‌شود.
- در مقابل، ایمپلنت های آرتروپلاستی با **Fatigue limit بالاتر از** loading **فیزیولوژیک** طراحی می‌شوند و نباید دچار **Fatigue failure** شوند.

همچنین، خواص مکانیکی مواد (stiffness, yield strength, ultimate strength, fatigue limit) می‌تواند در انواع فشارهای دیگر نظیر **(tension)** ، **(bending)** ، **(torsion)** و **(shear)** نیز تعیین شود.

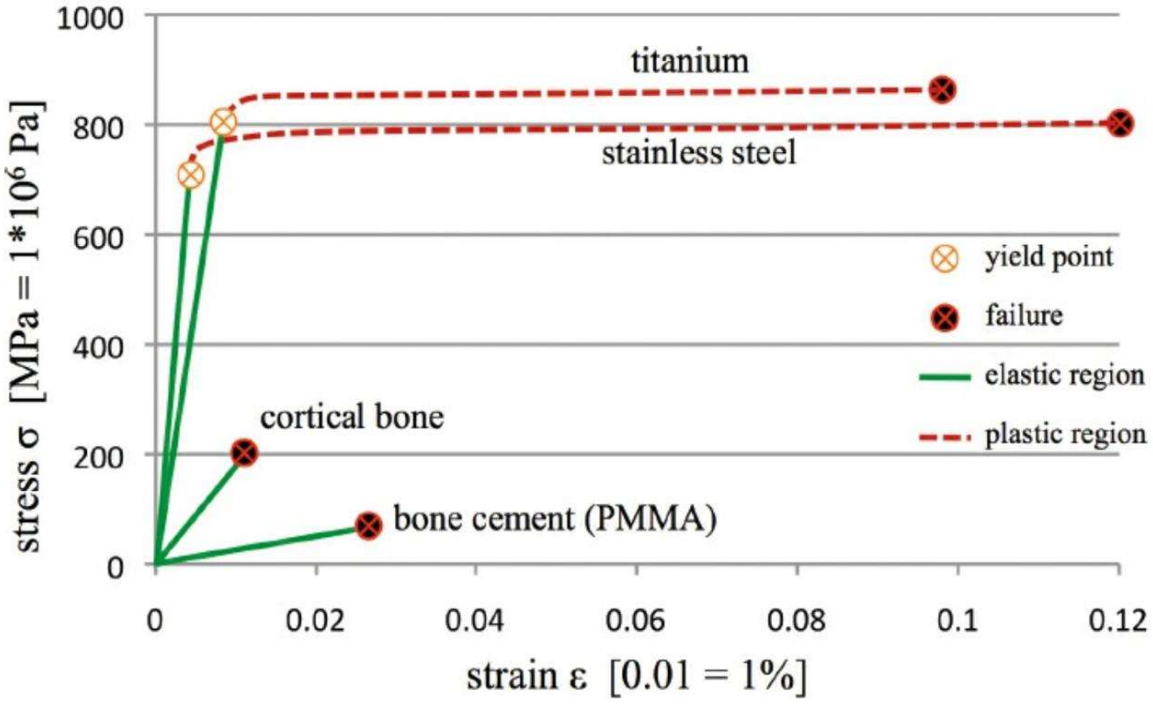

Figure 1-2. Stress–strain curves reflecting properties of representative materials. The slope of the initial linear region of curves (green) represents stiffness (E = Δσ/ Δε). Steeper slopes represent stiffer materials. Yield points indicate limits of the elastic "working" region. Brittle materials such as cortical bone fail abruptly, whereby the yield point coincides with failure. Ductile materials have considerable deformation between the yield point and failure point.

بافت‌های زیستی به طور معمول **ویژگی‌های غیرخطی** loading **(Nonlinear Mechanical Loading)** از خود نشان می‌دهند که شامل **وابستگی زمانی (Time-Dependent = Viscoelastic)** و **وابستگی جهتی (Directional-Dependent = Anisotropic)** نسبت به نوع فشار می‌باشد.

برای مثال، بسیاری از بافت‌ها دارای **Fibrous Components** هستند که **جهت آرایش الیاف** موجب ایجاد **ویژگی‌های ماده اختصاصی (Material Properties)** در جهت‌های فشارهای مختلف می‌شود. این ویژگیِ وابسته به جهت loading را **Anisotropy** می‌نامند .**استخوان** ماده‌ای **Anisotropy** است؛ به این معنا که ویژگی‌های مکانیکی آن به سمت و جهت اعمال نیرو وابسته است. **Ultimate Strength** استخوان کورتیکال در Compression ۵۰٪ بیشتر از مقدار آن در Tension است.

استخوان همچنین دارای **Transverse Anisotropy** است؛
به طوری که **Stiffness** آن در شرایطی که در جهت طولی موازی با **جهت Osteon** تحت **Loading** قرار داده شود، حدود ۵۰٪ بیشتر از زمانی است که در جهت عرضی **Loading** می‌گردد (**E = 17 GPa در مقابل E = 12 GPa**, شکل ۱-۳-A).

این رفتار **Transverse Anisotropy**
در استخوان کورتیکال همچنین در **افزایش Ultimate Strength در جهت طولی** (**۱۹۳ MPa**) در مقایسه با **جهت عرضی** (**۱۳۳ MPa**) قابل مشاهده است.

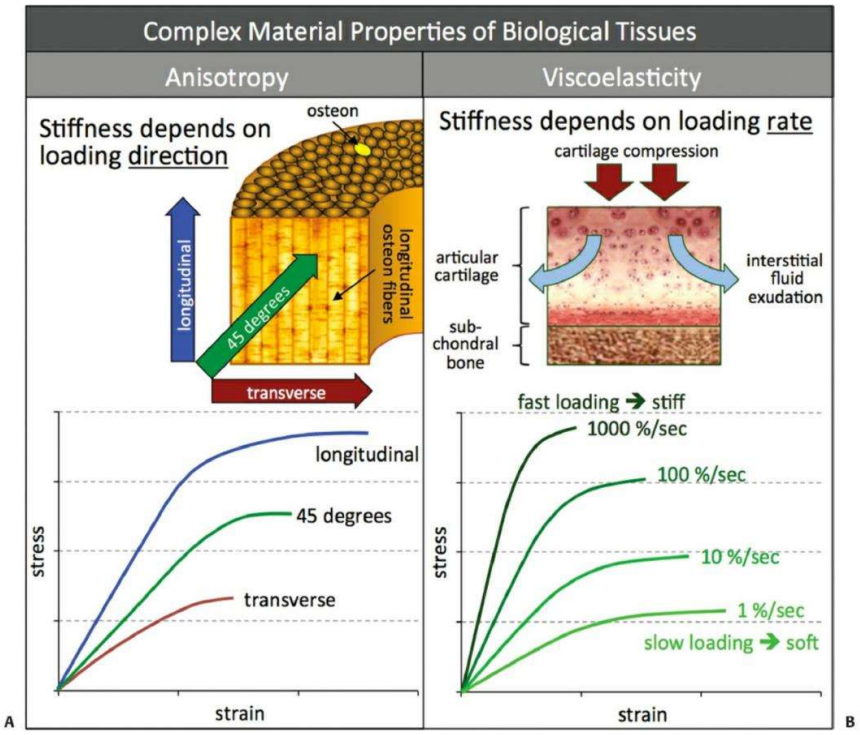

Figure 1-3. Most biologic tissues are composed of multiple components, organized in a structurally optimized microstructure. They exhibit distinct mechanical properties, depending on the direction of loading (anisotropy; A), as exemplified by the longitudinally oriented osteons of cortical bone, and the rate or speed of loading (viscoelasticity; B), as shown for articular cartilage.

از نظر بالینی، این ویژگی نشان می‌دهد که برای ایجاد axial fractures (longitudinal loading) نیروی بسیار **بیشتری** مورد نیاز است نسبت به شکستگی‌های bending یا torsional(transverse loading).

موادی مانند تیتانیوم و استیل Isotropic هستند، یعنی بدون توجه به جهت loading دارای ویژگی‌های مکانیکی یکسان‌اند و stiffness آن‌ها را می‌توان به طور کامل با یک مقدار واحد E-modulus توصیف کرد.

بافت‌های زیستی همچنین می‌توانند ویژگی‌های وابسته به زمان از نوع viscoelastic نشان دهند، به‌گونه‌ای که stiffness آن‌ها ثابت نیست، بلکه با افزایش سرعت loading افزایش می‌یابد. ویژگی‌های viscoelastic ناشی از ماهیت ترکیبی بافت‌های زیستی است؛ در این میان، اجزای ویسکوز (معمولاً آب) در برابر برش و تغییرشکل به طور خطی مقاومت می‌کنند و اجزای الاستیک (عموماً مبتنی بر کلاژن) پس از حذف loading ، خاصیت بازگشت ارتجاعی از تغییرشکل را نشان می‌دهند.

برعکس، اگر یک loading ثابت و پایدار به یک بافت viscoelastic مانند غضروف مفصلی وارد شود، تغییرشکل حاصل ثابت نمی‌ماند، بلکه به تدریج در طول زمان افزایش می‌یابد، زیرا مایع بین‌بافتی از ناحیه تحت‌فشار تخلیه می‌شود (شکل B۳-۱). این افزایش تدریجی تغییرشکل تحت loading ثابت در مواد ویسکوالاستیک (**Creep**) نام دارد.

به همین ترتیب، stiffness و استحکام استخوان نیز بسته به سرعت loading متفاوت است. در نرخ‌های بالای loading مانند سقوط از ارتفاع، مدولا استخوان تقریباً تا دو برابر افزایش می‌یابد که آن را stiff تر و شکننده‌تر می‌کند ولی استحکام نهایی بیشتری به آن می‌دهد.

STRUCTURAL PROPERTIES

ویژگی های ساختاری به هر دو عامل **ویژگی‌های** ماده و نیز **شکل** و **اندازه** جسم بستگی دارند. در جراحی شکستگی باید ویژگی‌های ساختاری دو جسم متفاوت، یعنی وسیله فیکساتور و استخوان، در نظر گرفته شوند. به علت هندسه نسبتاً ساده وسایل فیکساتور مانند پلاک‌ها و نیل‌های داخل‌استخوانی، ویژگی‌های ساختاری آن‌ها به‌راحتی قابل محاسبه است.

stiffness و strength پلاک‌های فیکساسیون شکستگی به ویژگی‌های ماده و هندسه مقطع عرضی آن‌ها وابسته است. برای یک osteosynthesis plate با عرض (w) ۱۰ mm و ضخامت (t) ۴mm، میزان bending stiffness (EI) از حاصل‌ضرب elastic modulus در second moment of inertia به‌دست می‌آید که طبق فرمول زیر محاسبه می‌شود.

$$I = (w \times t^3)/12 \ (I = 640 \ \text{mm}^4).$$