

**Kemik Biyomekaniği**

**Bone Biomechanics**

**Serkan Gürgül<sup>1</sup>, Coşar Uzun<sup>2</sup>, Nurten Erdal<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Gaziosmanpaşa  
Üniversitesi, Tıp Fakültesi,  
Biyofizik Anabilim Dalı,  
Tokat

<sup>2</sup>Mersin Üniversitesi, Tıp  
Fakültesi, Biyofizik  
Anabilim Dalı, Mersin

**Sorumlu Yazar:**

**Yrd. Doç. Dr. Serkan  
GÜRGÜL**  
Gaziosmanpaşa Üniversitesi,  
Tıp Fakültesi,  
Biyofizik Anabilim Dalı,  
60100 Tokat  
**Tel:** 0 356 2125228 / 7307  
**Faks :** 0 356 2133179

**E-posta:**

sgurgul@gmail.com

**Özet**

İskelet sistemi tüm omurgalı canlılar için internal bir destek sistemi olmasının yanında sahip olduğu yapısal özellikler nedeniyle mekanik kuvvetlere karşı direnç gösterebilen ve çeşitli stres faktörlerine uyum sağlayabilen bir sistemdir. İskelet sisteminin en önemli yapıtaşı kemiktir. Kemik dokunun mekanik özellikleri kemiğin yapısal ve fonksiyonel karakterini yansıtan temel parametreler olarak kabul edilir. Kemik biyomekaniği, kemiğin kalitesi, esnekliği ve dayanıklılığı hakkında bilgi verir. Kemik biyomekaniğinde temel amaç; kemik üzerine düşen yük ve buna bağlı olarak ortaya çıkan deformitenin saptanmasıdır. Kemiğin kırılabilirliği ve kırılabilirliği başta olmak üzere kemik biyomekaniği ile; i) bir kemiğin yapısal ve/veya materyal özellikleri, ii) patolojik durumlarda yapısal ve/veya materyal boyutta ne tür değişikliklere neden olarak kırılmayı kolaylaştırdığı ve iii) patoloji ile ilişkili tedavi prosedürleri hakkında bilgi edinilebilir. Bu nedenle, bu makalede kemik biyomekaniği ile ilgili temel mühendislik kavramlar, kemiğin biyomekanik özellikleri ve çeşitli biyomekanik test yöntemlerinin temel prensipleri ele alınmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Kemik, biyomekanik, iskelet sistemi

## Abstract

Besides being an internal support system for all living vertebrates, the skeletal system, due to its structural features, is a system that can be able to resist against the mechanical forces and adapt to several stress factors. The most important pillar of the skeletal system is bone. It is accepted that the mechanical properties of the bone tissue is the main parameters reflecting the structural and functional characteristics of bone. Bone biomechanics give information about the quality, the elasticity, and the durability of the bone. The basic goal of the bone biomechanics is to determine the applied force on bone and deformity resulting from the applied force. In particular the fragility and the brittleness of the bone, bone biomechanics give information about; i) the extrinsic and/or intrinsic properties of bone, ii) what kind of changes that occurred in these properties in pathologic conditions which make the bone more fragile, and iii) the treatment strategies related to the pathology. Therefore, this review addresses the basic engineering concepts related to the bone biomechanics, biomechanical properties of bone, and the basic principles of various biomechanical test methods.

**Keywords:** Bone, biomechanic, skeletal system

## Giriş

Biyomekanik, mühendislik yöntemleri kullanılarak internal veya eksternal kuvvetlerin canlı sistemlerde gerçekleştirdiği etkileri inceleyen bir bilim dalıdır. Kemik dokunun mekanik özellikleri kemiğin yapısal ve fonksiyonel karakterini yansıtan temel parametreler olarak kabul edilir. Bu parametreler tüm anatomik ünitelerden ölçülebildiği gibi

yapısal komponentlerden izole edilerek hazırlanan örneklerden de ölçülebilir (1,2).

Fonksiyonel olarak kemiğin en önemli mekanik özellikleri: kırılma kuvveti, sertlik ve dayanıklılıktır. Kemik biyomekaniğinde asıl incelenen nokta kemiğin kırılabilirliğidir. Kırılabilirlik genel anlamda kemiğin kırılma yatkınlığını ifade eden bir terimdir. Kırılabilirlik; BMD, geometrisi, gücü, kalitesi ve esnekliği ile doğrudan ilişkilidir. Kırılabilirlik (brittleness) ise kırılabilirliğin bir ölçüsüdür ve normal kemiğe göre daha kolay kırılan bir kemiği ifade eder. Kemik bilindiği gibi mineral ve kollajen olmak üzere iki komponentli kompozit bir materyaldir. Mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. Mineral faz kemiğe güç (yük taşıma kapasitesi) ve mekanik rijidite (sertlik) kazandırırken, kollajen mekanik kuvvetlere karşı direnç, dayanıklılık ve kısmen esneklik kazandırır (2-6).

Kemik biyomekaniğinde kırılabilirlik, yapısal (ekstrinsik, organ boyutu) ve materyal (intrinsik, doku boyutu) olmak üzere iki bölümde incelenir. Yapısal özellikler daha çok kemiğin mineral fazı ile ilişkilirken, materyal özellikler kemiğin her iki fazı ile de ilişkilidir. Kemiğin yapısal özellikleri maksimum kırılma kuvveti (ultimate load veya ultimate force), maksimum deformasyon (ultimate displacement), sertlik (stiffness) ve kırılıncaya kadar depolanan enerji (work to failure) parametreleri ile değerlendirilir. Materyal özellikleri ise maksimum dayanım (ultimate strength), maksimum strain (ultimate strain), esneklik katsayısı (elastik modulus veya Young modulusu) ve dayanıklılık (toughness) parametreleri ile incelenir. Kemiğin yapısal ve materyal parametreleri birlikte değerlendirilerek, kemiğin kırılabilirliği ve kalitesi hakkında

bilgi edinilir. Bu yöntemle, kemik kalitesini etkileyen (azaltan veya bozan) bazı iskelet sistemi hastalıklarının, mekanik anlamda kemikte ne tür değişikliklere neden olarak kırılma arttırdıkları saptanabilir ve gerekli tedavi prosedürleri geliştirilebilir (2,5-7).

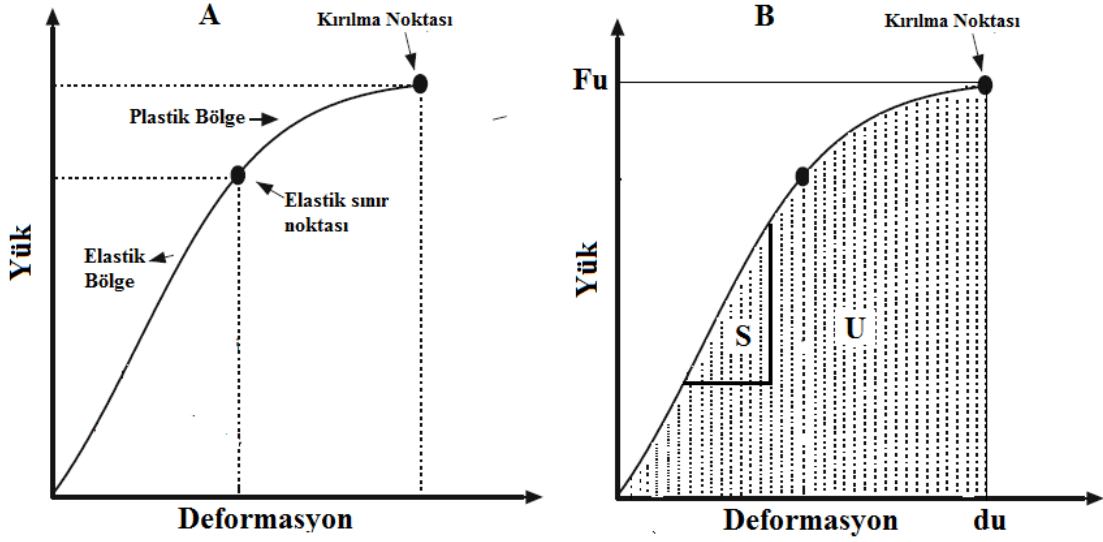
Kemiğin kırılma ve kırılabilirliği başta olmak üzere kemik biyomekaniği ile; i) bir kemiğin yapısal ve/veya materyal özellikleri, ii) patolojik durumlarda yapısal ve/veya materyal boyutta ne tür değişikliklere neden olarak kırılmayı kolaylaştırdığı ve iii) patoloji ile ilişkili tedavi prosedürleri hakkında bilgi edinilebilir. Bu nedenle, kemik dokunun biyomekanik özelliklerine ilişkin bölümlerin daha iyi anlaşılabilmesi için bu özelliklerin açıklanmasında kullanılan mühendislik terminolojisinin iyi bilinmesi gerekir.

### **Biyomekanik Terminoloji ve Kemiğin Biyomekanik Özellikleri**

Kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde temel unsur dokuya uygulanan yük (load) ve dokuda bu yük nedeniyle oluşan deformasyon (displacement) arasındaki ilişkinin saptanmasıdır. Bu ilişki çeşitli statik (Bükme, sıkıştırma, çekme, burma) ve dinamik test (kuvvet yüksek hızda uygulanır) yöntemleri ile saptanarak kemik

materyaline ait yük-deformasyon eğrisi (load-displacement curve) çizdirilebilir (Şekil 1). Temelde yük-deformasyon eğrisi, herhangi bir yönde uygulanan kuvvet nedeniyle dokuda gerçekleşen toplam harabiyeti gösterir (2,3,8-11).

Yük-deformasyon eğrisi, elastik ve plastik olmak üzere iki bölgede incelenir (Şekil 1. A). Elastik bölge eğrinin başlangıç bölümünde yer alan lineer bölgedir. Kemik bu bölgede yay gibi davranır. Uygulanan yük arttıkça oluşan deformasyon artar. Kuvvetin ortadan kaldırılmasıyla kemik orijinal formuna döner. Kemikte, yük nedeniyle oluşan deformasyon bu bölgede kalıcı değildir. Ancak uygulanan kuvvet, elastik sınır noktası (yield point) olarak adlandırılan bölgenin dışına çıktığında kemikte oluşan deformasyon geri dönüşümsüzdür. Plastik bölge olarak adlandırılan bu bölgede kemikte oluşan hasar, trabeküler mikrokırıklar, lamellar kaymalar ve sonuçta oluşan kırık nedeni ile kalıcıdır. Plastik bölgenin büyüklüğü kemiğin sünekliğinin ölçüsüdür. Bu bölge ne kadar küçük olursa kemik o derece kırılmandır. Elastik sınır noktası bu iki bölge arasında yer alır ve elastik bölge ile birlikte kemiğin esnekliğini kaybetmeden ne kadar deforme olabileceğini gösterir (7,12,13).



**Şekil 1.** A) Yük-deformasyon eğrisi ve bu eğrinin bölümleri. B) Yük-deformasyon eğrisi ve bu eğriden saptanan yapısal biyomekanik parametreler S: Sertlik, U: Depolanan enerji,  $F_U$ : Maksimum kırılma kuvveti,  $d_U$ : Maksimum deformasyon (11).

Yük-deformasyon eğrisi ile kemiğin yapısal (ekstrinsik) özellikleri, diğer bir ifadeyle organ boyutundaki özellikleri saptanabilir. Sertlik (stiffness; S) veya yapısal rijidite (structural stiffness) önemli bir ekstrinsik parametre olmakla birlikte, kemiğin mineral fazı ile yakından ilişkilidir. Sertlik, uygulanan kuvvete karşı kemiğin gösterdiği direnci yansıtır ve elastik bölgenin eğiminden saptanır. Yük-deformasyon eğrisinin altında kalan alan kemiğin kırılıncaya kadar depoladığı enerji (work to failure; U) olarak tanımlanır ve kemiğin kırılma noktasına kadar dokuda oluşan deformasyon miktarıdır ve kemiğin kırılabilirliği (brittleness) ile ilişkilidir (Şekil 1B). Maksimum kırılma kuvveti (ultimate load veya ultimate force) kemiğin kırılma anında gözlenen kuvvet değeridir ve dokunun yapısal açıdan genel bütünlüğünü yansıtır. Sonuç olarak yük-deformasyon eğrisinden elastik sınır bölgesi, maksimum kırılma kuvveti ve maksimum deformasyon direkt olarak

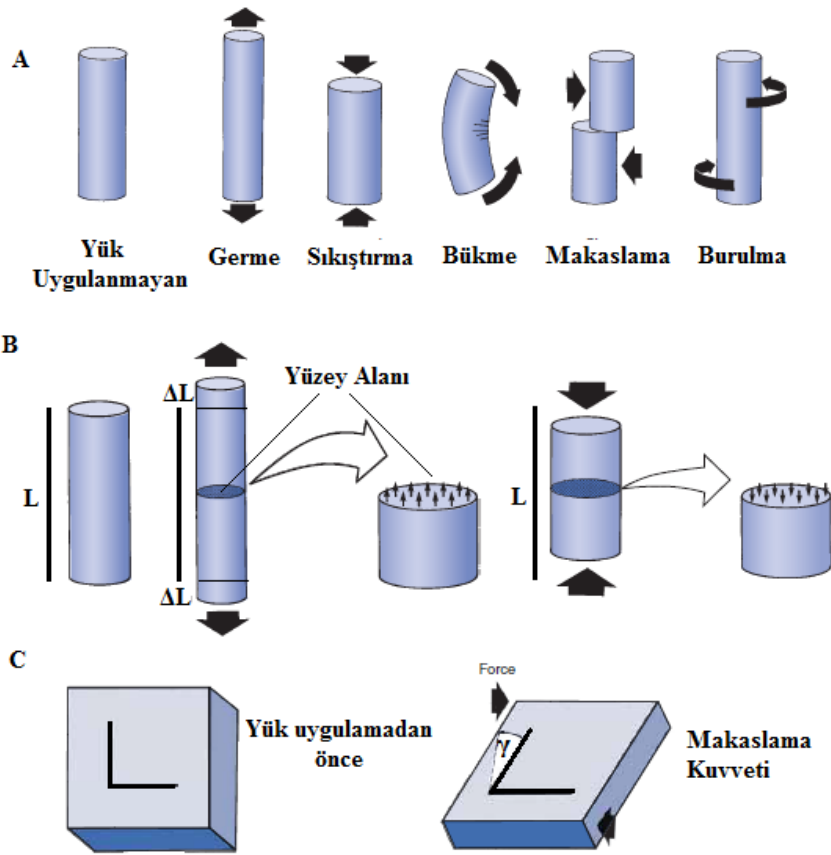
ölçülebilir. Sertlik ve depolanan enerji ise yük-deformasyon eğrisinden hesaplanır (2,5-8,12,13).

Kemiğin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yapısal özelliklerinin yanında materyal özelliklerinin de göz önüne alınması gerekir. Dokunun organ boyutunda elde edilen en önemli veri sertlik ve maksimum kırılma kuvvetidir. Diğer ekstrinsik parametrelerde olduğu gibi sertlik ve maksimum kırılma kuvveti de kemiğin şekline ve büyüklüğüne bağlıdır. Ancak deneysel çalışmalarda, örneğin büyüklüğü veya preparasyonu (traşlanarak veya kesilerek doku şeklinin değiştirilmesi) arasındaki farklılıklar nedeni ile mekanik sonuçlar üzerinde olumsuz etkileri görülebilir. Bu olumsuzlukları gidermek için uygulanan yük ve deformasyon, kesit alan (cross-sectional area) veya atalet momenti (moment of inertia) ile normalize edilerek, stres ve strain cinsinden ifade edilir. Böylece, kemiğin mekanik analizi organ boyutundan doku boyutuna geçerken, farklı geometrik özelliklere sahip

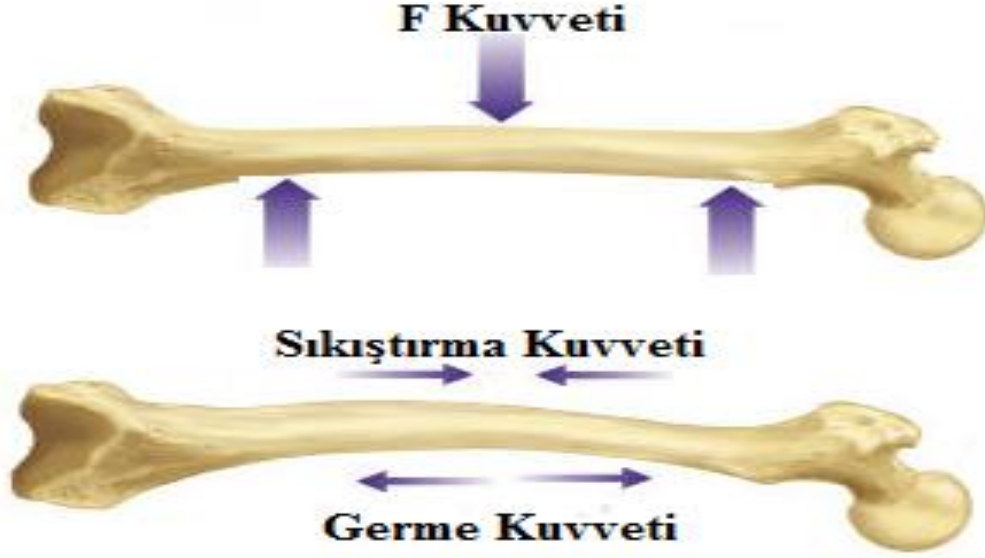
materyalin sağlıklı bir şekilde karşılaştırılması sağlanır (4,6,7,13,14).

Stres, mühendislik alanında birim alan başına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır ve kuvvetin alan başına yoğunluğunu yansıtır. Strain birim uzunluk başına deformasyondur. Stres, metrekare başına kuvvet ( $N/m^2$ ), diğer bir ifade ile paskal (Pa) olarak standardize edilir. Strain birimsizdir ve çoğunlukla  $\mu$  strain ( $\times 10^{-6}$  mm/mm) veya yüzde ( $\times 10^{-2}$  mm/mm) olarak ifade edilir. Mekanik fizikte üç tip

saf (tek-yönlü) kuvvet bulunur. Bu kuvvetler; germe (tensile), sıkıştırma (compression) ve makaslama (shear) kuvvetleridir. Anılan kuvvetlerin dokuda oluşturduğu stres ve strain tanımları kuvvetin uygulanma doğrultusuna göre yapılır. Eğer kemik dikey kuvvetlerin etkisi altında ise germe veya sıkıştırma stresine, paralel kuvvetlerin etkisi altında ise makaslama stresine maruz kalır (Şekil 2A) (2,4,13,15,16).



**Şekil 2.** A) Saf kuvvetler B) Sıkıştırma ve germe kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen boyca kısalma ve boyca uzama deformasyonu ( $\Delta L$ ) C) makaslama kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen açısız deformasyon ( $\gamma$ ) (3).

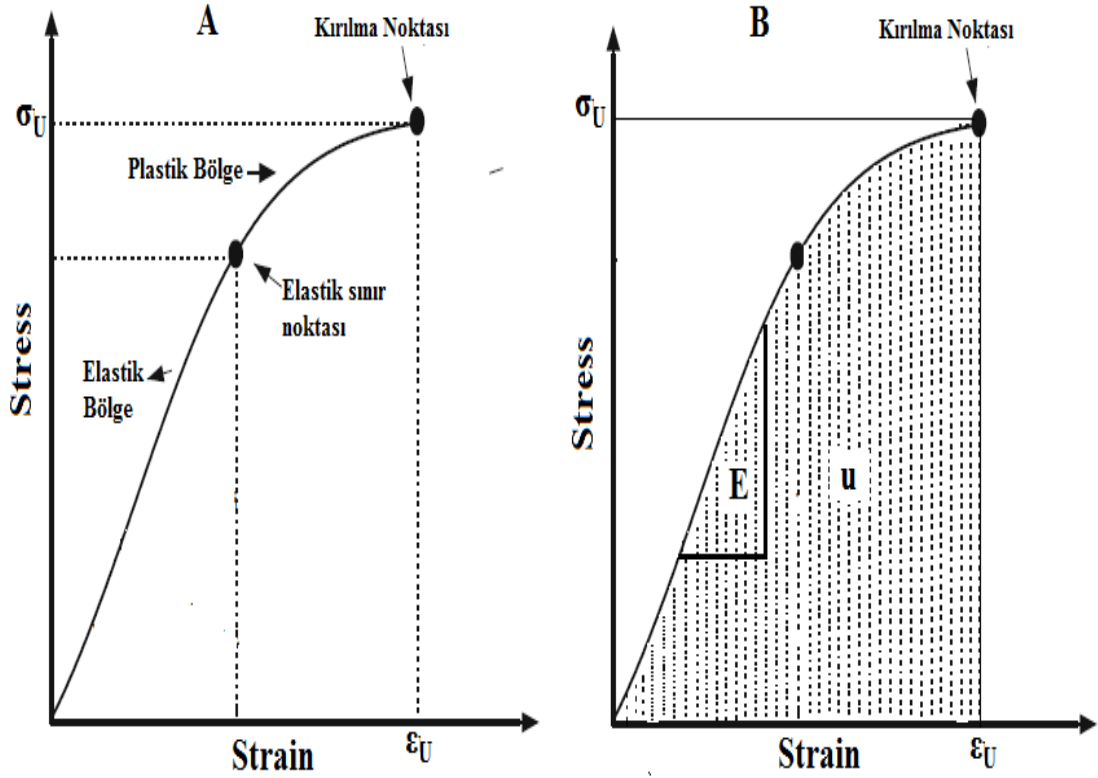


**Şekil 3.** Eğme geriliminde kemiğin yüzeylerinde oluşan kuvvetler (3).

Kemikte görülen stres paternlerinin çoğu anılan kuvvetlerin kompleks kombinasyonları şeklinde gerçekleşir. Eğme (bending) ve burma (torsion) stresi bu duruma verilebilecek en iyi örnektir (Şekil 2A). Eğme geriliminde kemiğin konveks yüzünde germe kuvvetleri, konkav yüzünde sıkıştırma kuvvetleri oluşur (Şekil 3). Burma stresinde ise kemik boyunca oluşan makaslama stresi nedeniyle germe kuvvetleri kemiği uzatırken, sıkıştırma kuvvetleri kısaltır. Strainde adlandırma strete olduğu gibi uygulanan kuvvetin doğrultusuna göre yapılır. Germe ve sıkıştırma kuvvetleri altında materyalde gözlenen deformasyon boyca uzama veya kısalma şeklindeyken, makaslama kuvveti altında açısal deformasyon gözlenir. (Şekil 2C) (2-4,13,15,16).

Stres-strain eğrisi ile kemiğin materyal özellikleri, diğer bir ifadeyle doku boyutundaki özellikleri saptanabilir. Yük-deformasyon eğrisinde kemiğin kırıldığı andaki maksimum kırılma kuvveti stres-strain eğrisinde maksimum dayanım

olarak karşımıza çıkar (Şekil 4A). Her iki parametrede benzer yöntemle saptanmasına karşın, özellikle kemiğin geometrik özelliklerini etkileyen patoloji ve ilaçlı tedavi prosedürlerinde farklı eğilim gösterirler. Maksimum dayanım kemiğin geometrik özelliklerinden etkilenmezken, maksimum kırılma kuvveti kemiğin büyüklüğü ile yakın ilişkidir. Maksimum strain (ultimate strain veya süneklik (ductility)) kemiğin kırıldığı anda gözlenen strain değeridir ve kırılma ile ters ilişkilidir. Kırılgan kemiklerde maksimum strain küçüktür. Stres-strain eğrisinde maksimum dayanım noktasına kadar eğri altında kalan alan dayanıklılık (toughness) veya strain enerjisi olarak tanımlanır ve kemiği kırmak için gereken enerji miktarını ifade eder (Şekil 4B). Dayanıklılık kemik biyomekaniği açısından önemli bir parametredir. Dayanıklılığı yüksek bir kemik kırılmaya karşı daha çok direnç gösterir ve deformasyon yeteneği daha yüksektir (1,7,8,15,16).



**Şekil 4.** A) Stress-Strain eğrisi ve bu eğrinin bölümleri. B) Stress-Strain eğrisi ve bu eğriden saptanan ymateryal biyomekanik parametreler: E: Esneklik katsayısı (young modülü), u: Dayanıklılık,  $\sigma_U$ : Maksimum çekme dayanımı (maksimum stres),  $\epsilon_U$ : Maksimum strain (11)

Yük-deformasyon eğrisinde olduğu gibi stres-strain eğrisi de elastik ve plastik olmak üzere iki bölümden oluşur (Şekil 4A). Elastik sınır noktasıyla birbirinden ayrılır. Elastik sınır kademeli bir geçişi ifade ederken, kemik yapısında kalıcı hasar oluşturmaya başlayan stresi yansıtır. Elastik bölgenin eğiminden esneklik katsayısı (elastik modulus) saptanır (Şekil 4B). Esneklik katsayısı dokunun intrinsik sertliğini (intrinsic stiffness) ifade eder ve kemiğin uygulanan gerilmeye karşı kalıcı bir hasar oluşmadan ne kadar deforme olabileceğini gösterir. Esneklik katsayısı, eğer dokuya germe veya sıkıştırma kuvvetleri uygulanıyorsa Young modulusu, makaslama kuvveti uygulanıyorsa

makaslama katsayısı veya kesme katsayısı olarak adlandırılır (4,8,15,16).

### **Kemik Biyomekaniğine Etki Eden Faktörler**

Kemiğin morfolojik yapısı dikkate alındığında kortikal ve trabeküler kemik aynı materyalden oluşmalarına rağmen, yapısal özellikleri birbirinden farklıdır. Bu farklılık mekanik özelliklerine de yansır. Kortikal kemiğin kompakt yapısı trabeküler kemiğe göre daha güçlü ve sert olmasını sağlar. Kortikal kemiğin temel unsuru osteonlardır. Osteonlar, kemiğin uzun eksenini boyunca maksimum dayanıklılık sağlar. Trabeküler kemik için dayanımı tanımlamak oldukça zordur. Her trabekülünün bireysel dayanımı söz konusudur. Bu nedenle bireysel katkıların

toplamlarıyla oluşan bir dayanıma sahiptir. Kortikal kemik; eğme, burma ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken, trabeküler kemik germe ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençlidir. Trabeküler kemik, kortikal kemiğin % 10'u kadar sert ve 500 katı kadar sünektir (1,15,16,18).

Kemik anizotropik bir materyaldir; yani kemiğin mekanik özellikleri kuvvetin uygulama yönüne bağlı olarak değişir. Örneğin, plastik deformasyon transvers yüklemeye ile azalır ve kemik bu yönde daha kırılabilir bir yapıya bürünür. Kemiğin anizotropik davranışı her iki tip kemikte de gösterilmiştir. Kortikal kemik, germe yüküne nazaran sıkıştırma yüküne karşı daha dayanıklıdır. Lumbar vertebralara ait trabeküler kemiğin sıkıştırma dayanımı, horizontal eksene göre vertikal eksende daha büyüktür. Yapılan bir çalışmada, insan femur kemiğine germe kuvveti longitudinal ve transvers olmak üzere iki eksende uygulanmış ve dayanımın 133 MPa'dan 51 MPa'ya, elastikiyet katsayısının da  $17 \times 10^6$  MPa'dan  $11.5 \times 10^6$  MPa'ya azaldığı gösterilmiştir (15,16).

Porozite (gözeneklilik) kemik biyomekaniğini etkileyen diğer bir faktördür. Sağlıklı bireylerde trabeküler kemiğin porozitesi %70–80 aralığında yer alır. Kortikal kemikte ise bu oran % 2–4 kadardır. Osteoporoz gibi kemik hastalıklarında kortikal kemiğin porozite oranı % 10–12'lere kadar çıkabilir. Porozite kemiğin dayanımı ve esneklik katsayısı ile yakından ilişkilidir. Genel kabul, porozitede gözlenen küçük bir artışın mekanik dayanım ve intrinsik sertlikte büyük azalışlara neden olduğu yönündedir (8).

Kemiğin biyomekanik özelliklerini belirleyen faktörlerden biri de kemik kütlelidir (bone mass). Trabeküler kemiğin yapısal davranışını başlıca; kemik kütlesi,

mikromimarisi (trabekula geometrisi, uzaysal dağılımı ve birbirleriyle olan bağlantısı) ve materyal özellikleri belirler. Bu etkenlerden herhangi birinde gözlenen değişiklik kemiğin yüke karşı dayanım yeteneğini azaltarak, kemik bütünlüğünü bozar. Günlük hayatta karşılaştığımız yük çoğunlukla eğme ve sıkıştırma kuvvetlerinin etkisiyle oluşur. Trabeküler BMD kortikal kemiğin ancak %25'i kadardır. Bu nedenle, anılan kuvvetlere karşı kortikal kemiğin dayanımı oldukça yüksektir. Örneğin, trabeküler BMD'deki %20'lik bir azalışın, trabeküler sertlikte (intrinsik sertlik) ve dayanımda %36'lık bir azalışa neden olduğu söylenmektedir (13).

Kemiğin geometrik özellikleri de kemik biyomekaniğini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Özellikle kortikal kemiğin geometrik özellikleri kemiğin kırılmaya karşı gösterdiği direnci yansıtır. Kesit alanı büyük olan kemik daha güçlü ve dayanıklıdır. Kortikal kesit alanında gözlenen %25'lik bir azalış, kesme katsayısında %6'lık bir azalışa neden olur. Bu azalış aynı oranda kırılma kuvvetine de yansır (13).

Kemik biyomekaniğine etki eden diğer faktörler, yaş, cinsiyet ve kemik metabolizmasını etkileyen bazı iskelet sistemi hastalıklarıdır. Kemik kütlesi, geometrisi ve kemiğin materyal özellikleri yaşla birlikte değişir. Kemik kütlesi ve mimarisinde yaşa-bağımlı degradasyon kemik bütünlüğünü önemli derecede bozar. Kemik kütlesi, pik değerine ulaştıktan sonra hem erkekte hem de kadında, özellikle kadında premenopozal kemik kaybına bağlı olarak, yaşla birlikte azalır. Örneğin, omurilik, kalça ve ön kol olmak üzere kırıkların yoğun olarak gözlemlendiği bölgelere ait BMD değerlerindeki azalış, 80 yaşındaki bir erkekte %13–18, kadında %15–54 kadardır. Gözlenen bu bozulma



kemiğin hem mimarisini hem de kütlesini etkileyerek, dayanımı bu değerlerle orantılı olacak şekilde azaltır (13,19-26).

Cinsiyet ilk bakışta mekanik özellikler üzerinde etkisiz gibi görünse de yaşla birlikte önemi ortaya çıkar. Bu farklılık OP'de daha belirgindir. Yaşla birlikte her iki cinsiyette de trabeküler kemiğin hacim fraksiyonu (trabeküler kemik hacmi/toplam kemik hacmi) dengeli bir şekilde azalır. Erkeklerde hacim fraksiyonunda gözlenen azalışın nedeni trabekülalarda gerçekleşen incelmedir. Bu incelmeye, dengeli ve kademeli olarak gerçekleşir; trabeküler ağ ve kemik bütünlüğü korunur. Ancak, kadınlarda azalış trabeküla kaybı, yani trabeküler seperasyondaki artıştır. Bu durumda trabeküler ağ ve kemik bütünlüğü bozulurken, geriye kalan trabekülalar orijinal çaplarını korur. Mimari yapıda karşımıza yaşla birlikte çıkan cinsiyet farklılığı kemiğin kırılma kuvvetinde önemli farklılıklara yol açar. Örneğin, vertebral trabeküler kemiğe ait BMD değerinde gözlenen incelmeye-nedenli BMD'de %10'luk bir azalış, kemiğin kırılma kuvvetini %20 azaltır. Ancak, kadınlarda olduğu gibi trabeküla kaybı söz konusu ise kuvvette gözlenen azalma %70 kadardır (13,27-30).

### **Kemik Biyomekaniğinde Kullanılan Test Yöntemleri**

Kemiğe uygulanan kuvvet, uygulama yönüne bağlı olarak; germe, sıkıştırma, makaslama veya anılan kuvvetlerin belirli derecede kombinasyonları şeklinde olabilir. Bu kuvvetlerin dokuda oluşturduğu stres nedeniyle kırıklar oluşur. Kemiğin mekanik davranışı ekstrinsik ve intrinsik özelliklerinin saptanması ile ortaya çıkarılabilir. Bunun için birbirinden farklı

mekanik özelliklere sahip çeşitli test metotları geliştirilerek kemiğin uygulanan kuvvete karşı verdiği cevaplar saptanabilir. Germe, sıkıştırma, burma ve eğme testleri kemik biyomekaniğinde konvansiyonel olarak kullanılan test yöntemleridir (2,15).

### **Germe Testi (Tensile Testing)**

Germe testi, kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan en etkin yöntemlerden biridir. Bu yöntem ile hem kortikal hem de trabeküler kemik test edilebilir. Kortikal kemik trabeküler kemikten daha serttir bu nedenle daha büyük stres oranlarına dayanır fakat daha az gerilme yeteneğine sahiptir. Süngerimsi kemik elastik sınır noktasında % 50 strain oranına dayanır; ancak kortikal kemik % 1,5-2 strain oranında kırılır. Germe testinde kullanılacak kemik örnekleri, genellikle 15–25 mm uzunluğunda ve en az 4–8 mm genişliğinde (özellikle trabeküler kemik örnekleri için) hazırlanmalıdır. Bu değerlerden büyük örneklerin hazırlanması germe testinin yararlılığını kısıtlar. Bu kısıtlama özellikle trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde sıkıntı yaratır. Yöntemde uygulanan germe kuvveti, kemiğin uzun eksenine boyunca uzamasına neden olurken enine kesit daralır. Oluşan gerilme transvers kesit alanında makaslama bileşeni içermez, uygulanan kuvvet eşleniğinde eğme momenti oluşturmaz ise germe testi en etkin ölçüm standardına ulaşır (3,7,8,18).

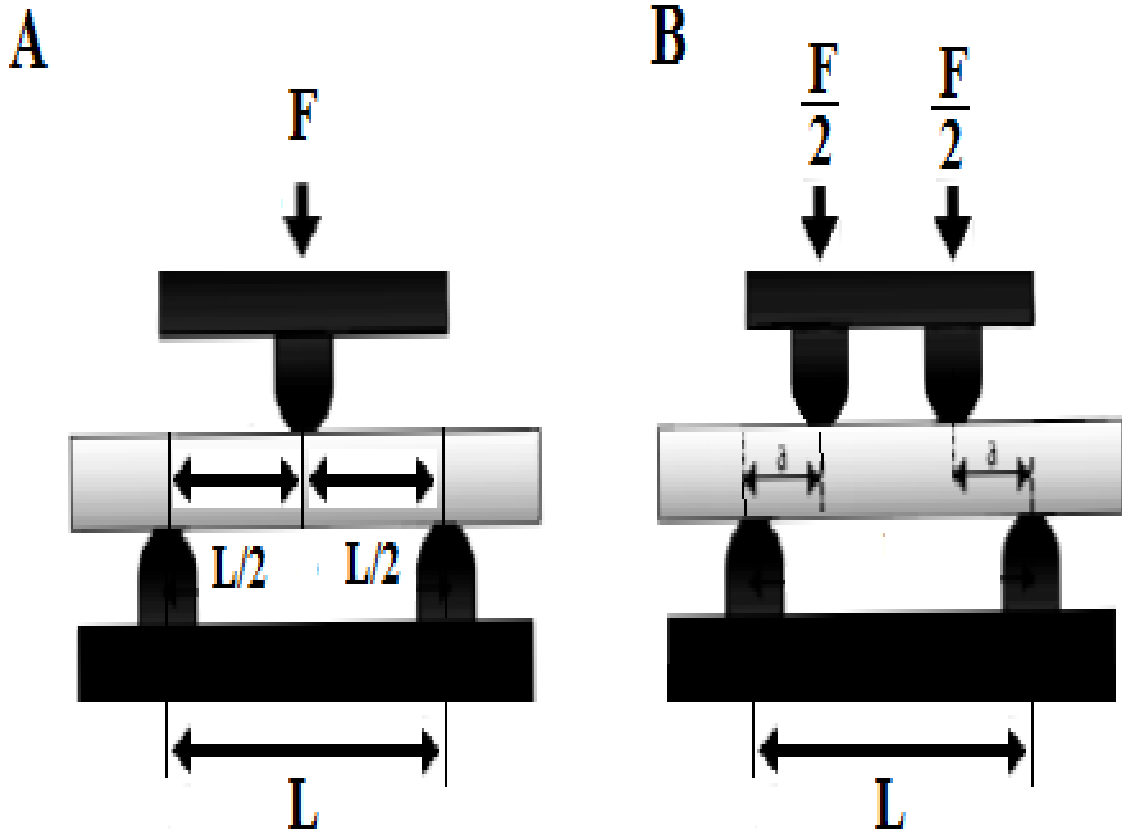
### **Sıkıştırma Testi (Compressive Testing)**

Sıkıştırma testi, göreceli olarak daha küçük kemik örneklerinin çalışılmasına izin veren bir test olmasına rağmen, doğruluğu germe testine göre düşüktür. Trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin saptanmasında tercih edilen bir yöntemdir. Germe testi ile

karşılaştırıldığında gözlenen önemli doğruluk hatalarına rağmen, sıkıştırma testi birçok avantaja sahiptir. En önemli avantajı, hazırlanan örneklerin germe testine göre daha küçük olmasıdır. İkinci olarak, örnek hazırlama prosedürü germe testi kadar kompleks değildir ve vertebra gibi bazı anatomik yapıların mekanik özelliklerinin belirlenmesinde son derece yararlıdır. Trabeküler kemik örneklerinde sıkıştırma stresinin hesaplanması, trabeküler mikroyapı nedeni ile oldukça karışıktır. Normalde stres, uygulanan kuvvetin örneğin kesit alanına oranı ile elde edilir. Fakat bu eşitlik trabeküler kemik örnekleri için uygulandığında hesaplanan stres gerçek değerinin ancak %30'u kadardır (7,8,30-32).

### Burma Testi (Torsion Testing)

Kemiğin eğme testinden sonra bir bütün olarak kullanıldığı diğer bir test yöntemidir. Daha çok büyük kemiklerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılır. Kırık iyileşmesi, kemik defektleri veya kemik doku nakillerinin (bone graft) mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde tercih edilir. Kemiğin uç bölgeleri genellikle defektlerden veya greftlerden uzak bölgelerde yer alır. Burma testi kemiğin uç kısımlarına yük uygulama imkânı tanır. Bu testte kemik paralel kuvvetlerin etkisi altında kalır. Bu nedenle, burma testi ile kemiğin makaslama stresine karşı verdiği mekanik cevap kaydedilir (3,7,8).



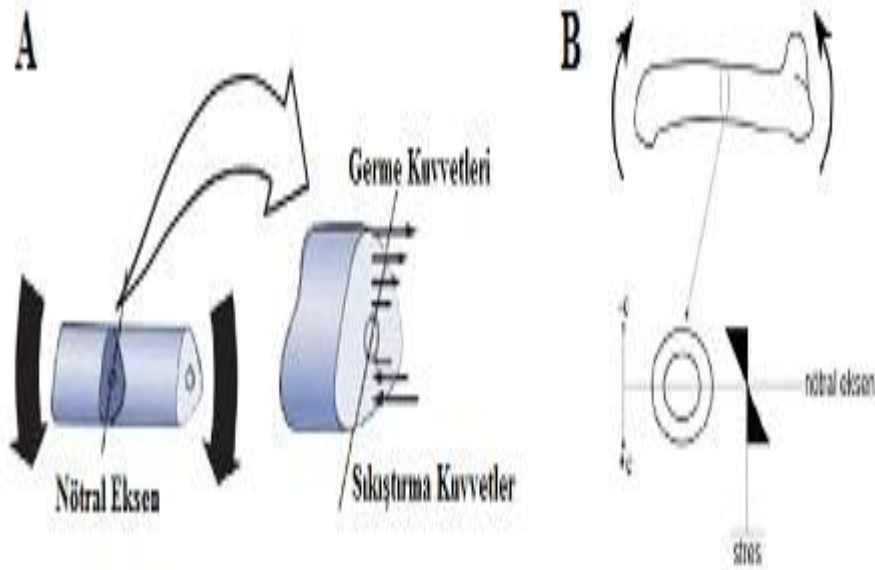
Şekil 5. Eğme testinde uygulanan yükleme çeşitleri A) Üç nokta eğme testi B) Dört nokta eğme testi (33).

## Eğme Testi (Bending Testing, Flexural Loading)

Eğme testi, fare, sıçan ve kobay gibi deney hayvanlarına ait uzun kemiklerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan önemli bir testtir. Eğme testinde kemik bir bütün olarak kullanılır. Doku iki mesnet (destek) noktası üzerine sabitlenir ve yük, doku yüzeyine dik gelecek şekilde uygulanır (Şekil 5 A ve B). Yükün bu pozisyonu nedeniyle kemik eğilir ve belirli bir süre sonunda kırılır. Eğme nedeni ile kemiğin bir yüzünde germe, diğer yüzünde sıkıştırma stresi gözlenir. Kemik sıkıştırma stresine germeye nazaran daha dayanıklıdır. Bu nedenle, eğme testinde kırık genellikle germe stresinin olduğu yüzeyde gözlenir (7,8).

Eğme testinde stresin oluşmadığı tek bölge nötral eksenidir ve eksen boyunca

stres sıfırdır. Nötral eksen den kemik yüzeyine çıkıldıkça stres artar ve yüzeyde maksimum değerine ulaşır (Şekil 6). Eğme testinde yük, üç nokta veya dört nokta olmak üzere iki şekilde uygulanır (Şekil 5 A ve B). Üç nokta eğme testi (TPBT) kemiğin orta kısmında yüksek makaslama stresi oluşturabilir. Bu durum gözlenen eğilmenin makaslama ve eğme streslerinin belirli oranlarda katılımıyla oluştuğunu gösterir. İdeal koşullarda böyle bir etkileşim istenmez. Makaslama stresini ihmal edilebilecek seviyelere çekmek için materyalin uzunluk/kalınlık oranının en az 20:1 olması gerekir. Ancak kemirgenlerde bu değer, istenen oranın yarısı (10:1) kadardır. Bu nedenle, TPBT ile kemirgenlerden elde edilen strain gerçek değerinden yüksek, esneklik katsayısı ise düşüktür (7,8).



Şekil 6. A) Nötral eksen de oluşan kuvvetler B) Kemik kütlelerinin nötral eksene uzaklığı (c) (8)

Başarılı ve doğruluğu yüksek bir TPBT uygulaması için, mesnet noktaları arasındaki mesafe (L; uzunluk/kalınlık oranını yansıtır) önemli bir değişkendir. Kemirgenlerde mesnet noktaları arasındaki

mesafenin kemiğin orjinine ve geometrik özelliklerine göre belirlenmesi, makaslama stresini azaltmanın ön şartıdır. Kemirgenlerden alınan TPBT kayıtlarında L mesafesi yaklaşık 15 mm alındığında

gözlenen bükülmenin büyük oranda (%85–90) eğme stresi nedeniyle oluştuğu gösterilmiştir (7).

Dört nokta eğme testi yük uygulama paterni nedeniyle makaslama stresi oluşturmaz. Bu durum; ancak, her noktaya eşit yük uygulandığında sağlanabilir. Düzenli geometriye sahip örneklerde bu eşitlik korunurken, kemiğin bir bütün olarak test edildiği durumlarda korunamaz. Bu nedenle, femur ve tibia gibi asimetrik kemiklerin mekanik

özelliklerinin saptanmasında TPBT daha çok tercih edilen bir yöntemdir (7,8).

Şekil 5'te verildiği gibi üç ve dört nokta eğme testlerine maruz bırakılan bir kemiğe ait stres ( $\sigma_b$ ) ve strain ( $\varepsilon_b$ ) sırasıyla denklem 1 ve denklem 2'de verildiği gibi hesaplanabilir. Denklemde, F uygulanan kuvveti, L mesnet noktaları arasındaki mesafeyi, a yük kolunun destek noktasına uzaklığını, c kemik kütlesinin nötral eksenenden uzaklığını (Şekil 6), I nötral eksen etrafındaki atalet momentini ve d deformasyonu ifade etmektedir.

**Denklem 1.** Üç nokta eğme testlerine ait stres ve strain denklemleri (8)

$$\text{Stres } (\sigma_b) = F \left( \frac{L \times c}{4 \times I} \right) \quad \text{Strain } (\varepsilon_b) = d \left( \frac{12 \times c}{L^2} \right)$$

**Denklem 2.** Dört nokta eğme testlerine ait stres ve strain denklemleri (8)

$$\text{Stres } (\sigma_b) = F \left( \frac{a \times c}{2 \times I} \right) \quad \text{Strain } (\varepsilon_b) = d \left( \frac{6 \times c}{a(3 \times L - 4 \times a)} \right)$$

### **Diğer Test Yöntemleri**

Konvansiyonel mekanik testlerin dışında; indentasyon testi, saf makaslama testi, yorgunluk testi, akustik testler, mikro- ve nano-testler olmak üzere çeşitli test metotları da kullanılmaktadır. Bu testler konvansiyonel testlere göre daha az kullanılan ve daha özelleşmiş testlerdir (7,8).

### **Biyomekanik Testlerde Güvenilirliğe Etki Eden Faktörler**

Donörün yaşı ve genel sağlık durumu ile kemiğin mekanik özellikleri arasında yakın bir ilişki bulunur. Bununla birlikte, kemik örneklerinin preparasyonu ve saklama koşulları da kemiğin biyomekanik özelliklerini doğrudan etkiler.

Dokuda izolasyonu takip eden saatler içinde otoliz başlar. Bu durum kemiğin biyomekanik parametrelerini olumsuz yönde etkiler. Kemik preparasyonunda dokunun hidrasyonu ve testin yapılacağı ortamın sıcaklığı ayrıca değerlendirilmesi gereken diğer önemli faktörlerdir. Bunun birlikte, dokunun mekanik karakteri yükün (kuvvetin) uygulanma hızı (strain rate) ile de yakından ilişkilidir (7,8).

### **Hidrasyon**

Kemiğin dehidrasyon ile birlikte esneklik katsayısı ve maksimum dayanımı genellikle artarken, dayanıklılığı azalır. İnsan femur kemiğinin bir bütün olarak test edildiği bir çalışmada, dehidrasyon nedeniyle esneklik katsayısında %17,

maksimum germe dayanımında ise %31'lik bir artış göstermiştir. Ancak, bu iki parametrenin aksine dayanıklılığın %55 azaldığı saptanmıştır. Bu nedenle, biyomekanik testlerde doğruluğu yüksek sonuçlar elde etmek için, dokunun sıvı dengesinin korunması önemli bir faktör olarak karşımıza çıkar. Bunun için kemiğin deney süresince fizyolojik saline yerleştirilmesi veya fizyolojik salin ile ıslatılmış gazlı bezlere sarılması gerekir (7,8).

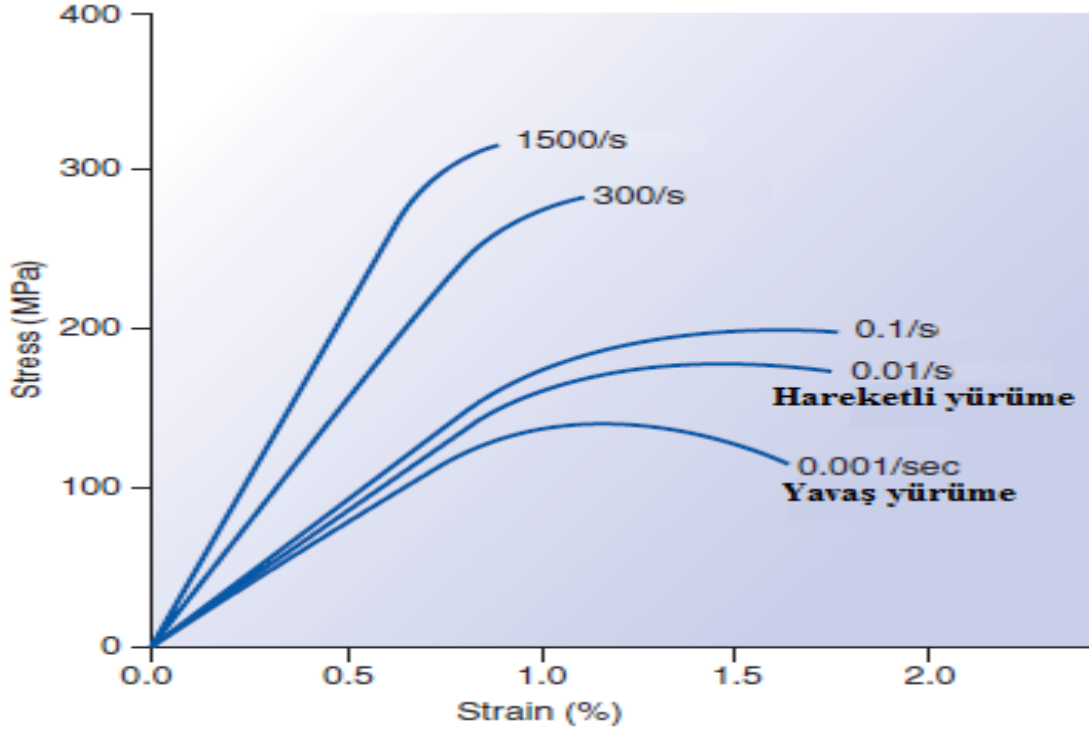
### **Sıcaklık**

Doğada bulunan birçok biyolojik materyalde olduğu gibi kemiğin mekanik özellikleri de ortam sıcaklığından etkilenir. Mekanik özelliklerin ölçümünde elde edilen sonuçların yüksek güvenilirlikte olması isteniyorsa, kemik örnekleri 37°C'de test edilmelidir. Ancak bu durum, testin uygulanma kolaylığı açısından uygun olmayabilir. Deneylelerin oda sıcaklığında (23°C) yapılması esneklik katsayısında yaklaşık %2-4'lük bir artışa neden olur. Bu ölçüm hatası 37°C ile karşılaştırıldığında, yorgunluk testi haricindeki diğer tüm mekanik testlerde, ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Oda sıcaklığı oldukça değişkendir. Oda sıcaklığının test esnasında sıklıkla kontrol edilmesi olası ölçüm hatalarını en aza indirger (7,8).

### **Yükleme Hızı (Strain Rate, Loading Rate)**

Kemik farklı yükleme hızlarında farklı mekanik özellikler gösterir (Şekil 7). Kemik hem katı hem de sıvı özelliğe sahip viskoelastik bir materyaldir. Viskoelastisite kemiğin zamana bağlı mekanik özelliklerini yansıtır. Aslında kemik doku sahip olduğu sıvı karakter nedeniyle sabit bir yük altında akma eğilimi (burada ifade edilen eğilim suda gözlenen akma eğilimine benzetilebilir) gösterir. Yüklem hızı arttırıldığında, akış için gereken zaman azalarak materyalin esneklik katsayısını arttırırken, maksimum straini azaltır (Şekil 7).

Düşük hızlarda kemikte gözlenen elastik deformasyon fark edilebilecek miktarda değildir, ancak, kemik visküz bir sıvı gibi akar. Yüksek hızlarda ise aynı kemik kırılğan elastik bir katı gibi davranır. Kuru kemik, visküz doğasını kaybederek, ideal bir yay gibi davranır. Hidrate kemik ise uygulanan kuvvete, yüklem hızına bağlı olarak, direnç gösterir. Oluşan enerjiyi absorbe edebilir. Biyomekanik testlerde dokunun fizyolojik doğasına uygun bir yüklem gerçekleştirilebilmek için yüklem hızının 0,01/s ve 0,08/s aralığında olması gerekir. Bu değer skalası farklı bedensel hareketler nedeniyle donöre ait kemiğin doğal yaşam sürecinde karşılaştığı yüklem hızlarıdır (7,8,16).



Şekil 7. Farklı yüklenme hızlarında stres-strain eğrisindeki değişimler (3).

#### Kaynaklar

1. Khurana J. Bone Pathology. Second Ed., Humana Press, New York. 2009.
2. An YH, Draughn RA. Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, first Ed., CRC Press LLC, New York. 2000.
3. Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Chapter 2: Biomechanics of Bone, fourth ed., Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2012.
4. Marcus R, Feldman D, Nelson DA, Rosen CJ. Fundamentals of Osteoporosis, first Ed., Academic Press, London. 2010.
5. Turner CH. Biomechanics of bone: Determinants of skeletal fragility and bone quality. Osteoporosis Int. 2002;13:97–104.
6. Burr DB. The contribution of the organic matrix to bone's material properties. Bone. 2002;31:8–11.
7. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: A Tutorial. Bone. 1993;14:595–608.
8. Corwin SC. Bone Mechanics Handbook. Second Ed., CRC Press LLC, New York. 2001;7:7-26.
9. Duque G, Watanabe K. Osteoporosis Research: Animal Models, Springer-Verlag London Limited, 2011.
10. Beaupied H, Lespessailles E, Benhamou C-L. Evaluation of macrostructural bone biomechanics, Joint Bone Spine. 2007;74:233e239.
11. Bozzini C, Picasso EO, Champin GM, Alippi RM, Carlos, Bozzini CE. Biomechanical properties of the mid-shaft femur in middle-aged hypophysectomized rats as assessed by bending test. Endocrine. 2012;42:411–8.

12. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Third Ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2001:27–55.
13. Adler RA. Osteoporosis: Pathophysiology and Clinical Management. Second Ed., Humana Press, New York. 2010.
14. Gürgül S, Erdal N, Yılmaz SN, Yıldız A, Ankaralı H. Deterioration of bone quality by long-term magnetic field with extremely low frequency in rats. *Bone*. 2008;42:1:74–80.
15. Deng HW, Liu YZ. Current Topics in Bone Biology, first Ed., World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., London. 2005.
16. Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA. Principles of Bone Biology, second Ed., Academic Press, Volume, London.1-2, 2002.
17. Brassey CA, Margetts L, Kitchener AC, Withers PJ, Phillip L, Manning PL, et al. Finite element modelling versus classic beam theory: comparing methods for stress estimation in a morphologically diverse sample of vertebrate long bones. *J R Soc Interface*. 2012;10:20120823.
18. Sevil F. Tavşan Femur'unun morfometrik ve biyomekanik özellikleri üzerine ovariektominin etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Adnan Menderes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Aydın, 2006.
19. Ahlborg HG, Johnell O, Turner CH, Rannevik G, Karlsson MK. Bone loss and bone size after menopause. *N Engl J Med*. 2003;349:327–34.
20. Aloia JF, Vaswani A, Mikhail M, Badshah M, Flaster E. Cancellous bone of the spine is greater in black women. *Calcif Tissue Int*. 1999;65:29–33.
21. Arlot ME, Sornay-Rendu E, Garnero P, Vey-Marty B, Delmas PD. Apparent pre- and postmenopausal bone loss evaluated by DXA at different skeletal sites in women: the OFELY cohort. *J Bone Miner Res*. 1997;12:683–90.
22. Barden H. Bone mineral density of the spine and femur in normal U.S. white females. *J Bone Miner Res*. 1997;12:248.
23. Currey JD. Role of collagen and other organics in the mechanical properties of bone. *Osteoporos Int*, 2003;14:29-36.
24. Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech*. 1998;31:601–8.
25. Schulmerich MV, Finney WF, Fredricks RA, Morris MD. Subsurface Raman spectroscopy and mapping using a globally illuminated non-confocal fiber-optic array probe in the presence of Raman photon migration. *Appl Spectrosc*. 2006;60:109–14.
26. Ulrich D, Hildebrand T, van Rietbergen B, Müller R, Rügsegger P. The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and mechanical testing. *Stud Health Technol Inform*. 1997;40:97–112.
27. Currey JD. What determines the bending strength of compact bone? *J Exp Biol*. 1999;202:2495–503.
28. Misof BM, Roschger P, Baldini T, Raggio CL, Zraick V, Root L, et al. Differential effects of alendronate treatment on bone from growing osteogenesis imperfecta and wild-type mouse. *Bone*. 2005;36:150–8.
29. Schuit SC, van der Klift M, Weel AE, de Laet CE, Burger H, Seeman E, et al. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone*. 2004;34:195–202.
30. Silva MJ, Gibson LJ. Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: effects of age related

- changes in microstructure. *Bone*. 1997;21:191–9.
31. Keaveny TM, Guo XE, Wachtel EF, McMahon TA, Hayes WC. Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *J Biomech*. 1994;27:1127–36.
32. Keaveny TM, Hayes WC. A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech Eng*. 1993;115:534–42.
33. Guede D, González P, Caeiro JR. Biomechanics and bone: Basic concepts and classical mechanical trials, *Rev Osteoporos Metab Miner*. 2013;(5-1):43-50.



