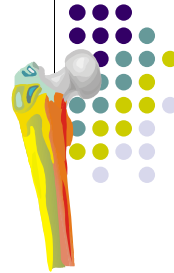
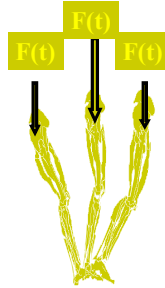
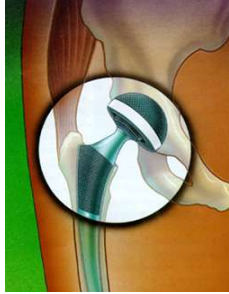


Biyomalzemenin Mekanik ve Fizikokimyasal Özellikleri



1

Parametreler

- Malzeme Çeşidi
- Statik/ Dinamik Gerilmeler
- Cihazın hedeflenen ömrü
- Diğer cihaz bileşenleri ile etkileşimleri

Malzeme deformasyonunun mekanizması

- Korozyon
- Çözünme, erime, bozulma
- Kimyasal değişim
- Şişme
- Erimek, süzdürmek,
- Aşınma

Bu Etkilere Karşı Malzeme özellikleri

- Mukavemet
- Kırılma tokluğu
- Sertlik rijitlik, (Elastikiyet modülü)
- Yüzey pürüzlülüğü
- Aşınma direnci

Fizyolojik Ortamın Malzemelere/Cihazlara Etkileri

Mekanik Testler ve Standartları

- Biyomedikal cihaz ve aletlerin kullanıldıkları yerlerde gerekli performansı göstermeleri için değişik geometriler, malzemeler ve imalat yöntemleri kullanılarak geliştirmek gereklidir.
- Bunu gerçekleştirmek için klinik uygulamalardan önce bu cihaz ve aletlere çeşitli testler ve analizler uygulanmalıdır.

- Test Yöntemleri olarak;
- İngiliz(BSI), Avrupa(EN), Uluslararası(ISO) ve Amerikan(ASTM) standartlarındaki yöntemler,
- daha önceden yayınlanmış test yöntemleri ve fiksator özelliklerine göre oluşturulacak test yöntemleri kullanılır.
- Kullanılacak herhangi bir implantın başarılı olacağı mutlaka daha önceden testlerle görülmüş olmalıdır. Bu nedenle klinik uygulamalardan evvel test neticeleri analiz edilmeli ve kullanım şartlarına göre simülasyon yapılmalıdır.

Özellikler

- Elastisite Modülü
- Akma Mukavemeti
- Kırılma Mukavemeti
- Yorulma
- Tokluk
- Termal Özellikler
- Yüzey Özellikleri

5

Elastik Modül Elastic Modul

- **Mekanik Davranış;** Bir malzemenin uygulanan kuvvete karşı gösterdiği tepkidir. Bu mekanik davranış, değişik tür zorlamalar (stress) sonucu oluşan gerilme ve şekil değişiklikleri ölçülerek saptanır. Cisimler, artan dış etkiler sonucu önce şekil değiştirir. Sonra, dayanımını yiterek kırılır.
- Düşük gerilmeler altında, şekil değiştirmeler **elastik** yani tersinirdir. Gerilme **elastik** sınırı aşarsa, kalıcı, geri dönüşsüz yani **plastik** şekil değiştirme olur.
- **Elastik** şekil değiştirmeye karşı direnç (yani sertlik) malzemenin **elastisite modülü** olarak belirlenir

6

Thomas Young, 1810

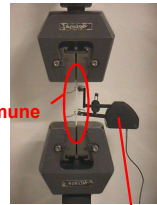
Thomas Young malzemelerin elastik olarak nasıl deforme olduklarının teorisinin geliştirilmesine katkıda bulundu.

Özel olarak, önemli bir **malzeme sabitini**, "Young Modülü" veya "Elastisite Katsayısı" nı tanımladı.

Çekme testi elastisite katsayısını ve diğer malzeme özelliklerini belirlemek için çok önemli bir deneysel tekniktir.



Bir numune sabit bir hızda çekilir.

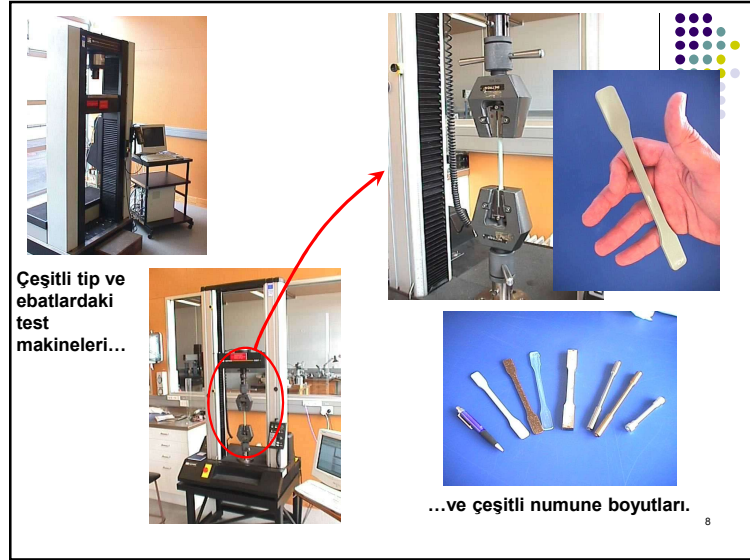


Numune

Uzama ölçer

Numune boyutlarının değişimi süresince gerekli çekme kuvveti ölçülür.

7



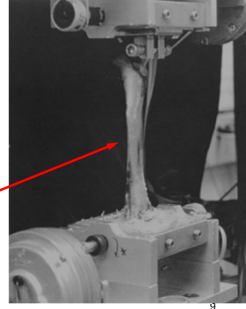
Çeşitli tip ve ebatlardaki test makineleri...

...ve çeşitli numune boyutları.

8

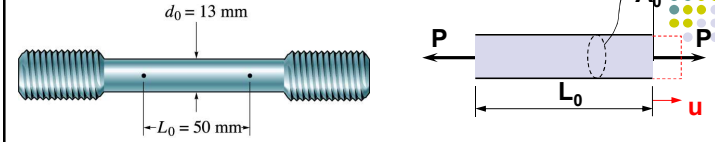
Çeşitli geometrilere malzeme numuneleri kullanılır...

...ve boyutlardaki değişiklikleri doğru bir şekilde ölçmek için çeşitli teknikler kullanılır.



Çekme testi, **metaller, plastikler ve kemik** dahil bir çok farklı tip malzemeye uygulanır.

Young malzemelerin yük-uzama davranışını gerilme-birim uzama verisine dönüştürerek inceledi.



Gerilme ve gerinim (zorlanma) şöyle hesaplanır:

$$\sigma = \frac{\text{İç Normal Kuvvet}}{\text{Orijinal Kesit Alanı}} = \frac{P}{A_0} \text{ (Pa)} \quad \varepsilon = \frac{\text{Uzunluk Değişimi}}{\text{Orijinal Uzunluk}} = \frac{u}{L_0}$$

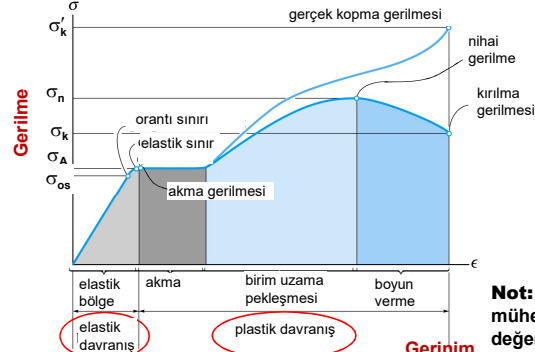
(Boyutsuz)

Bunlar uygulamada genellikle kullanılan ölçülerdir. Ancak, **gerçek gerilme** ve **gerçek gerinim** numunenin o anki enine kesit alanı ve uzunluğu alınarak bulunur.

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad \varepsilon = \frac{u}{L}$$

10

Aşağıdaki çizim tahribatlı test edilen çelik bir numune için hem mühendislik gerilmesinin hem gerçek gerilmenin gerinimle değişimini göstermektedir.



Not: Elastik bölgede mühendislik ve gerçek değerler arasındaki fark çok küçüktür.

Geri alınabilen deformasyon

Kalıcı deformasyon

11

Young belirli bir malzeme için $\sigma - \varepsilon$ elastik bölgedeki eğiminin geometriden bağımsız olarak sabit olduğunu görmüştür.

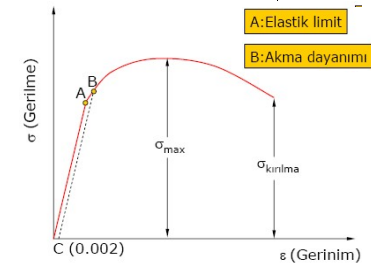
Böylece **elastisite modülü** veya **Young modülü** diye bilinen önemli bir malzeme parametresini tanımlamıştır.

Tek eksenli yükleme için :

$$\Rightarrow \sigma = E \cdot \varepsilon$$

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

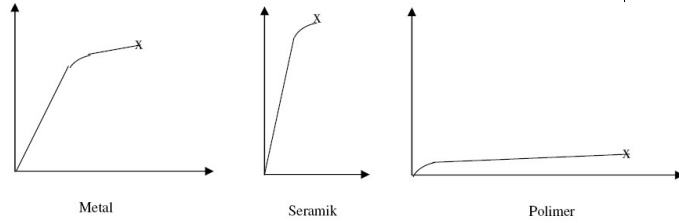
Birim: Pa



	Yumuşak Çelik	Alüminyum	Beton	Ahşap	Naylon	Lastik
Elastisite Modülü E GPa	210	70	18.5	12.5	2.8	0.004

12

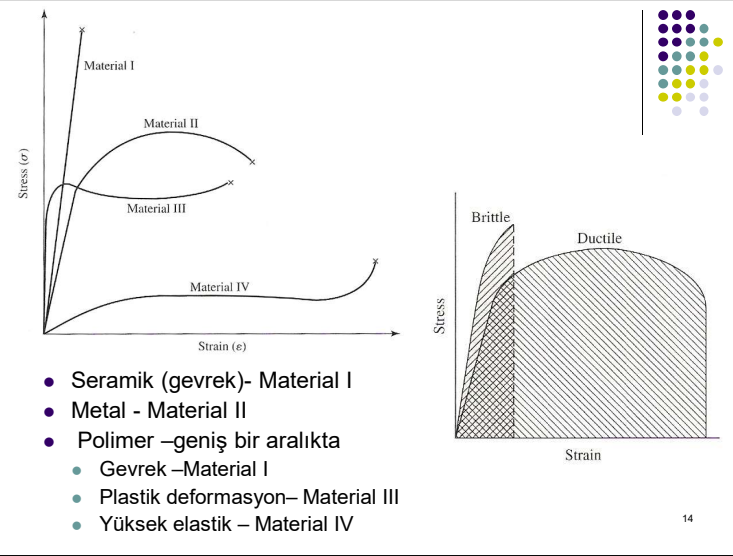
σ-ε Grafikleri



Mukavemet sırasına göre bu bağlar ;
İyonik > metalik > kovalent > van der waals'dir.

Elastisite modülleri ise bu bağlara göre ;
Seramik > metalik > polimerik'tir.

13

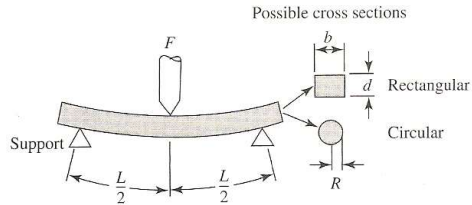


- Seramik (gevrek)- Material I
- Metal - Material II
- Polimer –geniş bir aralıkta
 - Gevrek –Material I
 - Plastik deformasyon– Material III
 - Yüksek elastik – Material IV

14

Eğme Mukavemeti

- 3 nokta eğme testinin şeması.



- Örnek üstte basma kuvvetlerine maruz kalır.
- Örnek altta gerilme kuvvetlerine maruz kalır.
- Eğer örneğe F yükü uygulanırsa, o zaman kırılma modülü hesaplanabilir.

15

Eğme Mukavemeti

- Ana parametre bu testten belirlenebilir:
 - Kırılma modülü (σ_{mr})/eğme mukavemeti = bir örneğin kırılması için gereken gerilme
 - Dikdörtgen biçimli numuneler için

$$\sigma_{mr} = \frac{3F_f L}{2bd^2}$$

F_f = kırılmadaki yük
 L = destekler arası mesafe
 a, b = örneğin boyutları

- Dairesel kesite sahip numuneler için

$$\sigma_{mr} = \frac{3F_f L}{\pi R^3}$$

R = örneğin yarıçapı

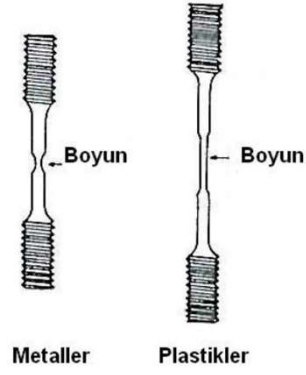
16

Akma Mukavemeti (Dayanımı) Yield Strenght



- Malzemede geri dönülemeyen deformasyon için gerekli olan gerilme.
- Düşük gerilmelerdeki deformasyon lineer olabilir (Mesela basit katılarda veya birçok polimerde)
- Elastiklik sınırından sonra malzemenin ani olarak uzamaya başladığı tanımlanmış bir miktarda kalıcı deformasyon sağlayan mukavemet değeridir.

17



Malzeme ne kadar rijitse elastisite modülü E , o kadar yüksektir ve malzemenin deforme olması o kadar zordur. Gerilme altındaki metal ve plastiklerin deformasyon karakteristikleri farklıdır

- Çekme gerilmesi etkisi altındaki metal ve plastiklerin davranışı

18

Kırılma Mukavemeti Fracture Strength



- Kırılma bir malzemenin kohesif mukavemeti aşıldığında olur.
- Biyolojik ortam çatlak başlamasının detayları ve malzemelerin mukavemeti üzerinde belirgin etkilere sahip olabilir.
- Korozyon, çözünme ve süzme gibi kimyasal saldırıların herhangi bir çeşidi önceden bulunan kusurların boyutunu artırabilir veya yeni kusurlar ortaya çıkarabilir.

19

Kırılma mekaniği, mühendislik yapılarda kullanılan malzemelerdeki çatlak ve boşluk şeklindeki hataların yük taşıma kapasitesine etkisini ve kırılmayla belirlenen hasarları inceler.

Kırılma mekaniği, kırılmayla belirlenen hasarları incelemekte iki türlü yaklaşım öngörmektedir.

- Bunlardan birincisi
 - Griffith Enerji Dengesi Yaklaşımı (1920),
 - diğeri de Irwin Teoremidir (1956)

20

Griffith Teorisi

Griffith camın kırılma mukavemetini incelerken, cam çubuğun boyu uzadıkça mukavemetinin azaldığını görmüştür. Bu durumun, camın yüzey hatalarından ileri geldiği düşünülmüştür, çünkü cam çubuğun boyu uzadıkça yüzey hatalarının bulunma ihtimali artmaktadır.

Griffith gevrek bir malzemede çatlak bulunması halinde, malzemenin kırılmadan dayanabileceği gerilmeyi tayin eden ilk bağıntıyı geliştirmiştir.

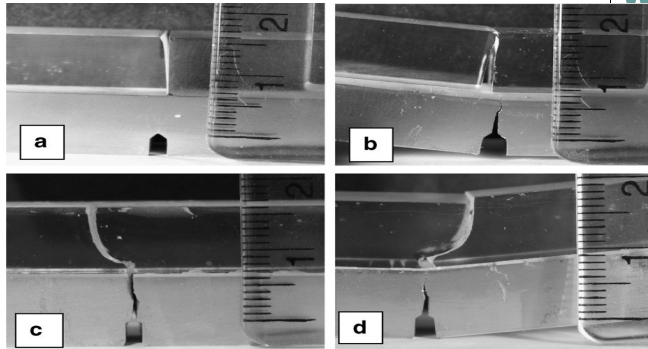
21

Irwin Teorisi

- Irwin ve arkadaşları gevrek kırılmayı ayrı bir görüşle analiz etmişlerdir. Onlar analizlerinde çatlak ucu civarındaki gerilme durumunu esas almışlardır.
- Çatlak ucu civarındaki gerilmelerin hesaplanmasından, bir gerilme şiddet faktörü "K" parametresi geliştirmişlerdir. Gerilme şiddet faktörü "K" uygulanan gerilmenin, çatlak boyut ve şeklinin ve bir geometrik faktörün fonksiyonudur.

22

DENEY

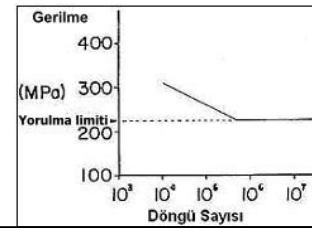


- (a) Numune çatlakın durması
(b) Numune hızlı şekilde çatlakın durması
(c) Çatlak kararlı bir şekilde malzemeyi kırar.
(d) Numune malzeme tam olarak çatlamaadan kırıldı.

23

Yorulma (Fatigue)

- Bir malzeme sabit veya tekrar eden ve kopma gerilmesinin altında olan yüklere maruz bırakıldığında bir süre sonra hata verebilir. Bu statik veya dinamik (döngüsel) yorulmadır.
- Yorulma kırılmaları implantların mekanik hatalarının en büyük kaynaklarından birisi olarak gösterilir.

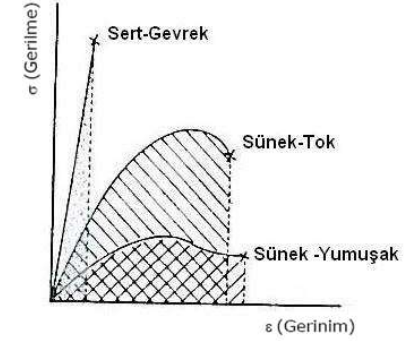


24

Tokluk Toughness

- Mekanik zayıflık genellikle kemiğin kırılması şeklinde ortaya çıkar. **Bir malzeme kırığını oluşturmaya yetecek enerji miktarıyla karakterize edilir. Bu büyüklük tokluk olarak adlandırılır.**
- Gerilme-zorlanma eğrisinin altındaki alan tokluğun hesaplanmasındaki basit yöntemlerden biridir.
- Kırılma gerilmesi teorik mukavemetin çok altındadır ve öngörülmesi zordur. Bu sebeple seramik ve cam malzemeler doku ile mükemmel uyum göstermelerine rağmen implantlarda sıklıkla kullanılamazlar.

25



$$\text{Tokluk (enerji)} = \int_{\epsilon_0}^{\epsilon} \sigma \cdot d\epsilon = \int_{\ell_0}^{\ell} \sigma \cdot d\ell / \ell$$

26

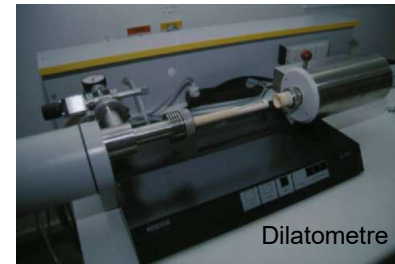
Termal Özellikler Thermal Properties

- En çok bilinen termal özellikler **erime ve donma sıcaklıklarıdır**. Yani faz değişiklikleri çeşitli sıcaklıklarda oluşur. Bu sıcaklıklar bağ enerjilerine bağlı olarak değişir.
- Mesela **bağlanma mukavemeti yükseldikçe erime sıcaklığı da yükselir**. Eğer malzeme pek çok element ya da değişik moleküllerden oluşmuşsa çeşitli erime ve katılaşma sıcaklıklarına sahip olacaktır.
- Bir malzemenin bir gramını katıdan sıvıya çevirmek için gerekli olan termal enerji **füzyon ısısı** olarak adlandırılır.

27

$$\alpha = \frac{\Delta \ell}{\ell_0 \Delta T} \left[\frac{\text{m}}{\text{mK}} \right]$$

- Termal enerji tarafından sağlanan birim uzunluktaki uzunluk değişimi (α) **termal genleşme katsayısı** olarak adlandırılır ve yukarıdaki formülle gösterilir



28

- Diğer önemli bir termal özellik ise termal iletkenliktir. **Termal iletkenlik** belirli bir sürede ve kalınlıkta malzemenin alanından geçen ısı miktarı olarak tanımlanır. Birimi watt/m.K dir.
- Genelde metallerin termal iletkenliği seramik ve polimerlerden daha yüksektir. Çünkü metallerdeki serbest elektronlar enerji iletkenleri olarak görev yaparlar.



29

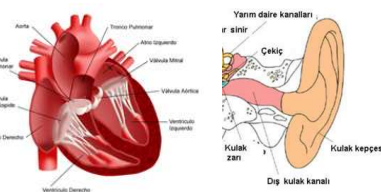
Malzemelerin Termal Özellikleri.

Maddeler	Erime Sıcaklığı	Özgül Isısı	Füzyon Isısı	İletkenlik	Termal Genleşme Katsayısı
Cıva	-38.87	0.138	12.7	68	60.6
Altın	1063	1.13	67	297	14.4
Gümüş	960.5	0.2345	108.9	421	19.2
Bakır	1083	0.385	205.2	384	16.8
Platin	1773	0.134	113	70	-
Emaye	-	0.75	-	0.82	11.4
Dentine	-	1.17	-	0.59	8.3
Reçine	70*	1.465	-	0.2	81.0
Su	0	4.187	334.9 (buz)	-	-
Parafin	52	2.889	146.5	-	-
Balmumu	62	-	175.8	0.4	350
Alkol	-117	2.29	104.7	-	-
Gliserin	18	2.428	75.4	-	-
Amalgam	480	-	-	23	22.1-28
Porselen	-	1.09	-	1	4.1

30

Mechanical Properties of Some of the Nonmineralized Human Tissues

Dokular	Gerilme Mukavemeti (MPa)	En Yüksek Uzama (%)
Cilt	7.6	78
Tendon	53	9.4
Elastik kıkırdak	3	30
Kalp kapakçığı radyal çevresel	0.45	15.3
Aort	2.6	10.0
çapraz boylamsal	1.1	77
Kalp Kası	0.07	81
	0.11	63.8



31



Elastic Properties of Elastic and Collagen Fibers

Fibers	Elastisite Modülü (MPa)	Gerilme Mukavemeti (MPa)	En Yüksek Uzama (%)
Elastic	0.6	1	100
Collagen	1000	50-100	10

32




Table 14-2. Mechanical Properties of Materials Used for Joint Prosthesis and Bone

Material	Young's modulus (GPa)	UTS ^a (MPa)	Elongation (%)	Density (g/cm ³)
Metals				
316L SS (wrought)	200	1000	9	7.9
CoCrMo (cast)	230	660	8	8.3
CoNiCrMo (wrought)	230	1800	8	9.2
Ti6Al4V	110	900	10	4.5
Ceramics				
Alumina (Al ₂ O ₃ , polycrystalline)	400	260	0.065	3.9
Glass-ceramic (Bioglass [®])	200 ^b	200	0.1	2.5 ^b
Hydroxyapatite	120	200	0.17	3.2
Polymers				
PMMA (solid)	3	65	5	1.18
PMMA bone cement	2	30	3	1.1
UHMW polyethylene	1	30	200	0.94
Bone				
Femur (compact), long axis	17	130	3	2.0
Femur (compact), tangential	12	60	1	2.0
Spongy bone	0.1	2	2.5	1.0

^a UTS, ultimate tensile strength.
^b Estimated values.

33

Doğal Dokuların Mekanik Özellikleri

Doku	Elastisite Modülü (GPa)	Gerilme Muk. (MPa)	Basma Muk. (MPa)
Uyluk kemiği	17.2	121	167
Boyunsal omurga	0.23	3.1	10
Süngerimsi kemik	0.09	1.2	1.9
Kıkırdak doku	0.016	15	

Ortopedik Biyomalzemelerin Özellikleri

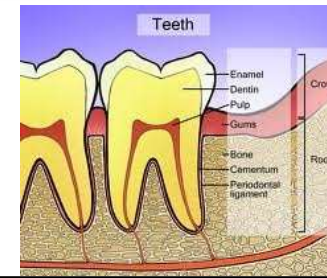
Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	Gerilme Muk. (MPa)
Paslanmaz çelik	190	480
CoCrMo	200	650
Ti6Al4V	110	860
UHMWPE	2.2	30
Kortikal kemik	10-20	100-200
Süngerimsi kemik	0.2-0.5	10-20

Table 9-4. Physical Properties of Teeth

Tissue	Density (g/cm ³)	Modulus of elasticity (GPa)	Compressive strength (MPa)	Coefficient of thermal expansion (/°C)	Thermal conductivity (W/m K)
Enamel	2.2	48	241	11.4×10^{-6}	0.82
Dentin	1.9	13.8	138	8.3×10^{-6}	0.59

Table 9-9. Elastic Properties of Elastic and Collagen Fibers

Fibers	Modulus of elasticity (MPa)	Tensile strength (MPa)	Ultimate elongation (%)
Elastic	0.6	1	100
Collagen	1000	50-100	10



36

Polimerik Biyomalzemeler

Polipropilen;

Özellik	Değer
Yoğunluk (g/cm ³)	0.90-0.91
Çekme Dayanımı (MPa)	28-36
Uzama (%)	400-900
Elastisite Modülü (GPa)	1.1-1.55
Yumuşama Sıcaklığı (°C)	150

Poliamid;

Özellik	66	610	6	11	Aramid	Kevlar
Yoğunluk (g/cm ³)	1.14	1.09	1.13	1.05	1.30	1.45
Çekme Dayanımı (MPa)	76	55	83	59	120	2700
Uzama (%)	90	100	300	120	<80	2.8
Elastisite Modülü (GPa)	2.8	1.8	2.1	1.2	>2.8	130
Yumuşama Sıcaklığı (°C)	265	220	215	185	275	-

POLİAKRİLAT

Özellik	Radyopak Kemik Çimentosu	Ticari akrilik reçineler
Çekme Dayanımı (MPa)	28.9±1.6	55-76
Basınç Dayanımı (MPa)	91.7±2.5	76-131
Young's modülü	2200±60	2930-3280
Dayanıklılık Sınırı	0.3 uts	0.3 uts
Yoğunluk (g/cm ³)	1.10-1.23	1.18
Su Absorpsiyon (%)	0.5	0.3-0.4
Büzülme (%)	2.75-5	-

uts : limit çekme dayanımı (ultimate tensile strength)

Mechanical properties of selected titanium alloys

Grade Designation and Type	Metallurgical Condition (footnote)	Tensile Strength ksi. (MPa)	0.2% Yield Strength ksi. (MPa)	Yield Strength %	Elongation in Area %	Reduction of Area %	Typical Hardness (Rockwell)
Ti CP-1 (Alpha)	1,300 °F anneal (a)	35 (241)	25 (172)	24	30	70 HRB	
Ti CP-2 (Alpha)	1,300 °F anneal (a)	80 (345)	40 (276)	20	30	80 HRB	
Ti CP-3 (Alpha)	1,300 °F anneal (a)	65 (448)	55 (379)	18	30	90 HRB	
Ti CP-4 (Alpha)	1,300 °F anneal (a)	80 (352)	70 (483)	15	25	100 HRB	
Ti-3Al-2.5V (Alpha/Beta)	1,300 °F anneal (a)	100 (690)	85 (586)	15	25	24 HRC	
Ti-6Al-2Fe (Alpha/Beta)	---	---	---	---	---	---	
Ti-6Al-4V (Alpha/Beta)	1,300 °F anneal (a)	135 (931)	125 (862)	15	30	36 HRC	
Ti-6Al-4V ELI (Alpha/Beta)	1,725 °F anneal (b)	125 (862)	115 (793)	10	25	32 HRC	
Ti-6Al-7Nb (Alpha/Beta)	1,300 °F anneal (a)	125 (862)	115 (793)	10	25	32 HRC	
Ti-15Mo (Beta)	1,475 °F anneal (c)	115 (793)	95 (655)	22	60	24 HRC	
Ti-13Nb-13Zr (Beta)	Capillary aged	125 (860)	105 (725)	8	15	---	
Ti-16Nb-10HF (Beta)	1,500 °F + water quench (d)	85 (486)	40 (276)	16	---	---	
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si (Beta)	1,475 °F anneal (c)	115 (793)	95 (655)	22	60	24 HRC	
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (Beta)	1,400 °F anneal (e)	145 (1,000)	140 (965)	15	40	33 HRC	
Ti-15Mo-5Zr-5Sn (Beta)	---	---	---	---	---	---	
Ti-15Mo-5Zr-3Al (Beta)	---	---	---	---	---	---	
Ti-50Ta (Beta)	---	---	---	---	---	---	
Ti-45Nb (Beta)	As drawn wire	70 (483)	65 (448)	12	55	---	
Ti-55Zr-10Nb (Beta)	Hot Rolled	130 (897)	90 (621)	16	---	---	
Ti-35Nb-7Zr-5Ta (Beta)	1,300 °F anneal (a)	120 (827)	115 (793)	20	55	35 HRC	
Ti-55.8Ni (Intermetallic)	1,475 °F anneal (c)	150 (1,034)	50 (345)	20	---	---	

Metallik Biyomalzemeler

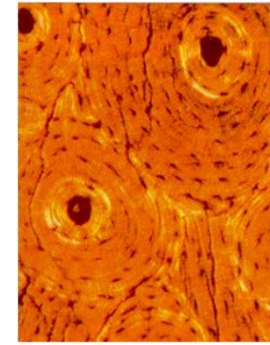
Seramik Biyomalzemeler

- Al_2O_3 & ZrO_2 :Sınırlamalar
- Al_2O_3 ve ZrO_2 yüksek elastik modülü koruyucu gerilmeye yol açabilir

Malzeme	Elastik modülü
Süngerimsi kemik	0.05-0.5
Kortikal kemik	7-25
Tıbbi Al_2O_3	380-420
PSZ	150-208
Modül uyumsuzluğu	15-55 kez (kortikal kemik için)
	760-7600 (süngerimsi kemik için)



Cancellous
Süngerimsi



Cortical
Kortikal

42

Seramik biyomalzemelerin mekanik özellikleri

Malzemeler	Young's Modülü, E (GPa)	Basınç dayanımı (MPa)	Çekme dayanımı (MPa)
Alümina	380	4500	350
Bioglass seramikler	22	500	56-83
Kalsiyum fosfatlar	40-117	510-896	69-193
Pirolitik karbon	18-28	517	280-560

*Compiled from L.L. Hench, *Ceramics, Glasses, and Glass-Ceramics*, pp. 73-84 in B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons (eds), *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Academic Press, San Diego (1996); J.B. Park and R.S. Lakes, *Biomaterials*, Plenum Press, New York (1992); and J. Black, *Biological Performance of Materials*, Marcel Dekker, New York (1992).

43

Farklı malzemelerin elastik modülü (sertlik) ve gerilme gücü

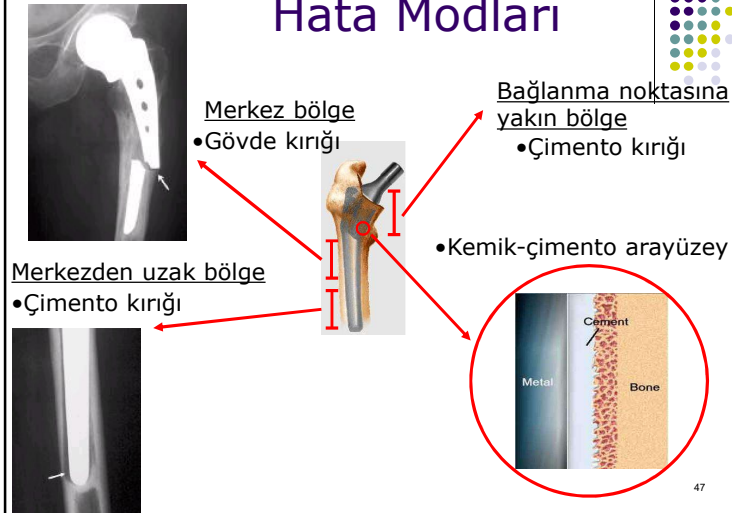
Materyal	Elastik modül (Sertlik, Gpa)	Tensil güç (Gerilme, Mpa)
Paslanmaz Çelik	190	48
CoCrMo	200	650
Ti6Al4V	110	860
UHMWPE	2,2	30
Kortikal kemik	10-20	100-200
Spongiyoz kemik	0,2-0,5	10-20

Kırılma ve Hatalar



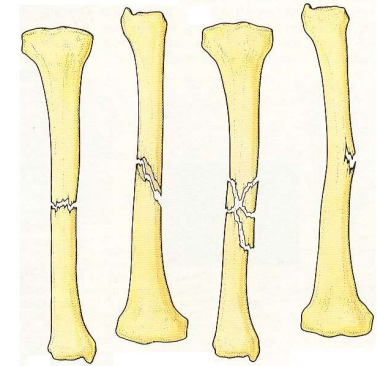
Başarısız bir kalça protezinin kırık yapay kırıldak örneği

Hata Modları



Kırılmaların Sınıflandırılması

- Çapraz (gerilme/bağlanma kuv)
- Spiral (burulma kuvveti)
- Ufalanmış
- Yaş kırılma (çocuklarda yaygın)
- Eğik (eksenel basma kuv)



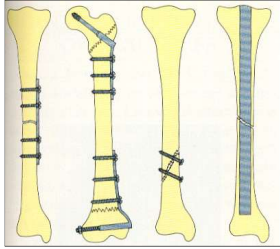
Kırık Sabitleme

- **Amaç:**

- Kırığı yada hastalıklı kemiği onarmak

- **Mekanizma**

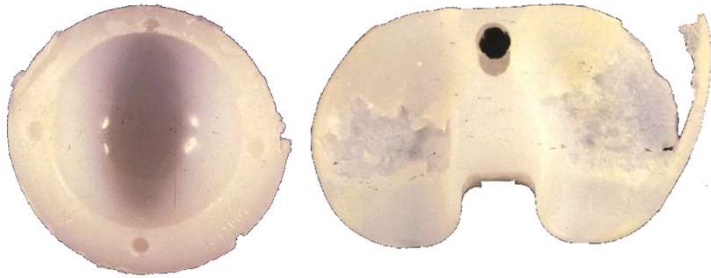
- Döküm
- Dahili
- Harici



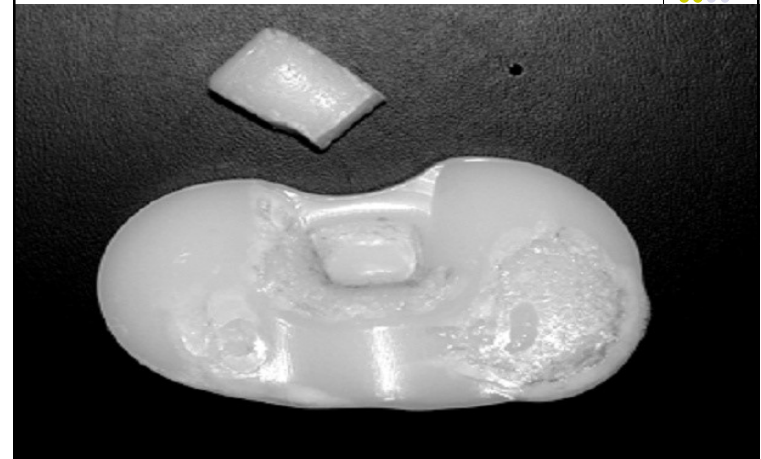
Bir seramik protezde çarpma kırığı



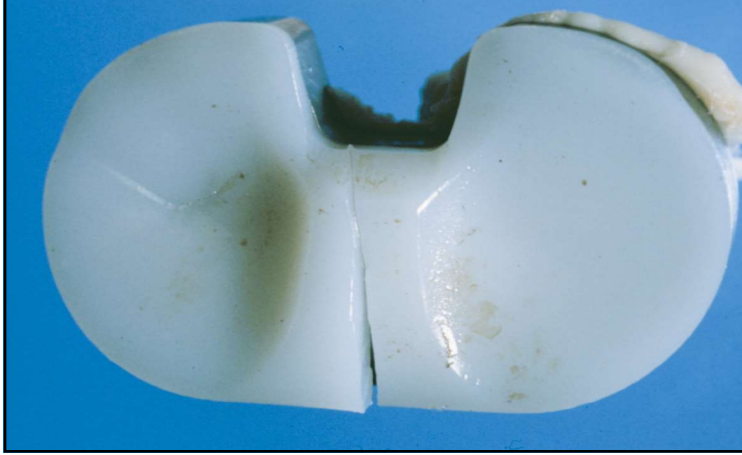
Farklı parçalarda meydana gelen farklı zararlar



Sonradan kırılma



Kaval kemiği platosundaki iç kırılma



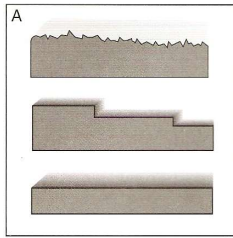
Yüzey Özellikleri

- Bir biyomalzemenin yüzeyi biyolojik sorumluluğunu belirlemede son derece önemlidir.
- Biyomalzeme cihaz ve malzemelerinin bazıları hücre ve doku etkileşimine yeteri miktarda ulaşamazlar.
- Bu yüzden yüzey yapısı malzemeyle hücre doku etkileşiminde önemli bir rol oynar.

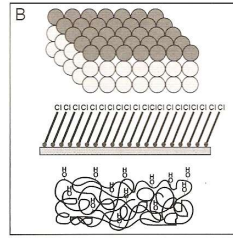
54

Yüzey Özellikleri

- Ölçülebilen parametreler:



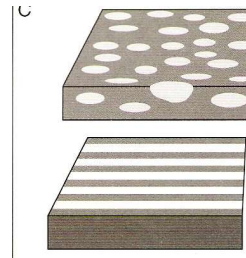
a) Pürüzlülük, düzgünlük



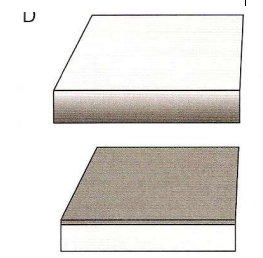
b) Kimyasal bileşim

55

Yüzey Özellikleri



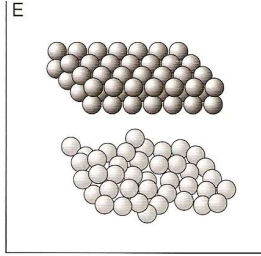
c) Yüzeyler yapısal olarak heterojen olabilir.



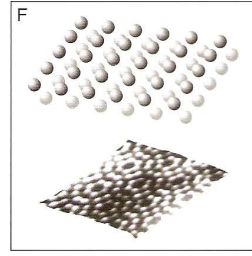
d) Yüzey ince bir film tabakasıyla kaplanarak heterojen olabilir.

56

Yüzey Özellikleri



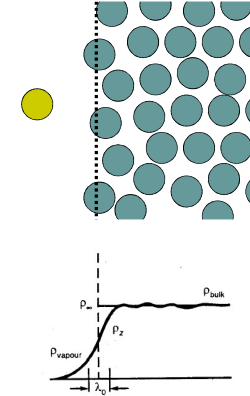
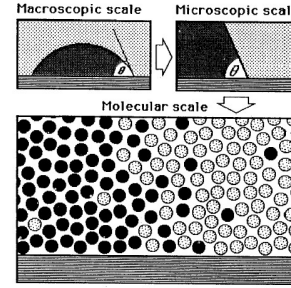
e) Kristalinite



f) Orjinal yüzey ve yeniden düzenlenmiş yüzey.

57

"İdeal" yüzeyler sadece matematiksel olarak vardır



Biyomalzeme yüzeyinin fiziksel tanımlaması

Biyomalzeme yüzeyleri fiziksel yapı olarak dikkate değer şekilde heterojenite gösterir:

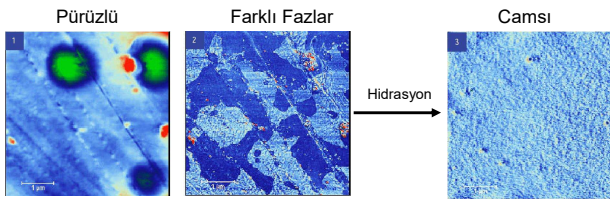
Malzemeye bağlı: Metal vs. Polimer vs. Seramik vs. Jel

Kimya: Polar vs. Apolar, Yük, Reaktivite

Morfoloji: Düzgün, Pürüzlü, Basamaklı, Yayılmış

Düzen: Kristalin, Amorf, Yarı-Kristalin, Fazlar

Çevre: Hidrasyon, Çözücü kalitesi



Polimer Yüzey Dinamiği

Polimer yüzeylerini çevreleyen fazla arayüzey serbest enerjilerini minimize etmek için lokal mikro çevresi yeniden düzenlenebilir.

