

PAPER DETAILS

TITLE: Kemiklerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Temel Biyomekanik Kavramlar

AUTHORS: Figen SEVILKILIMCI,Mehmet Erkut KARA

PAGES: 235-239

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/1475085>



Derleme

Kemiklerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Temel Biyomekanik Kavramlar

Figen Sevil-Kilimci, Mehmet Erkut Kara

Adnan Menderes Üniversitesi Veteriner Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı, Aydın, Türkiye.

Ö Z E T

Öz bilgi/Amaç: Kemik biyomekaniği araştırmalarının multidisipliner içeriği nedeniyle, konuyla ilgili kaynaklarda belirgin bir kavram kargaşası dikkati çekmektedir. Bu nedenle, kemik biyomekaniği ve mekanik özelliklerin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılan genel terminolojinin biyoloji veya sağlık alanındaki araştırmacıların da kullanabileceği şekilde sunulması amaçlanmıştır.

Materyal Metot: Mekanik test grafikleri, çalışmalar ve literatür bilgilerin derlemesi

Bulgular ve Sonuç: Mekanik özellikler kemiğin fonksiyon ve yapısını gösteren temel parametrelerdir. Uygun düzenekler hazırlanarak yapılan çeşitli biyomekanik testler, bir kemikte ne tür yapısal değişikliklerin kırılmayı kolaylaştırdığı, hangi tedavilerin ne şekilde ve kombinasyonlarda uygulanması gerektiği hakkında değerlendirme yapmamızı sağlar. Bu tür çalışmalarda genel biyomekanik terminolojinin biyoloji veya sağlık alanında çalışan araştırmacılar tarafından da anlaşılması kemikteki tüm mekanik değişimlerin yorumlanabilmesi açısından önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Kemik, Terminoloji.

Basic Concepts to Assessment of Mechanical Properties of Bones

ABSTRACT

Background/Aim: Because biomechanical studies require a multidisciplinary working, the unclear terminologies are used in this field references. The aim of this review is to present the basic concepts of assessment of mechanical properties of bones, especially for biosciences researchers.

Material and Method: Mechanical test diagrams and bone biomechanics studies

Results and Conclusion: Mechanical properties are basic parameters to show the function and structure of bone. In this context, the biomechanical testing methods supply the valuable knowledge to determine the type of structural change of the bone that may cause to break, or to assist in choice for optimum treatment method in orthopedic diseases. The biosciences researchers, however, should be familiar test properly.

Keywords: Biomechanics, Bone, Terminology.

Correspondence to: Figen Sevil-Kilimci, Adnan Menderes Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Anatomi Anabilim Dalı, Batı Kampüsü, 09016, Işıkli, Aydın, Türkiye. E-mail: fsevil@adu.edu.tr

Giriş

Bir yapıyı hareket ettiren veya şeklini değiştiren kuvvetlerin etkisi ile ilgilenen mekanik kavramı, statik ve dinamik olarak ikiye ayrılır. Statik, cisimlere etki eden kuvvetlerin toplamı ve momentlerin toplamının sıfıra eşit olduğu durumdur. Statik çalışmalarda tekrarlayan sonuçlar alınmaz (An et al., 2000). Dinamik çalışmalarda ise bir cisim üzerindeki tekrarlayan kuvvetlerin etkisi incelenir. Bu derlemede, kemik biyomekaniği ve mekanik testlerin yorumlanmasında kullanılan genel terminoloji özellikle statik çalışmalar kapsamında sunulmuştur. Ayrıca İngilizce kaynaklardan yoğun olarak yararlanıldığı için terimlerin yanında İngilizce karşılıkları belirtilmiştir.

Kemiğin mekanik özellikleri, kemiğin fonksiyon ve yapısını yansıtan temel parametreler olarak kabul edilir (An and Friedman, 1999). Biyomekanik testler bir kemiğin nasıl kırılabilirdiği, çeşitli patolojik durumlarda; kemikte ne tür yapısal değişikliklerin kırılmayı kolaylaştırdığı, hangi tedavilerin ne tarzda ve kombinasyonda uygulanması gerektiği konularında bilgi verir (Kutsal, 2004; Huiskes and Rietbergen, 2005). Kemik biyomekaniği kapsamında esas olarak kemik kırılabilirliği veya kırılabilirliği değerlendirilir. Kemik kırılabilirliği (fragility) kemiğin kırılma olasılığını belirten bir terimdir. Kırılabilirlik (brittleness) ise kolay kırılabilir yani daha kırılabilir bir kemiği ifade eder. Bir kemiğin kırılabilirliği (fragility) ve kolay kırılabilirliği (brittleness) kemiğin şekli, kemik dokunun yoğunluğu (kemiğin mimarisi, çapı ve geometrisi..vb) ve genetik yapı ile ilişkilidir (Kutsal, 2004).

Herhangi bir kemiğe standart çekme, basma veya burma testi uygulandığında ilk olarak kemiğin geometrisine göre farklılık gösterebilecek değerler elde edilir. Test sonunda bu değerler normalize edilerek geometrik farklılıklara bağlı hataları ortadan kaldırılır. Örneğin, farklı boylardaki kemiklere mekanik test uygulandığında, büyük bir kemiği kırmak için uygulanması gereken kuvvetin küçük bir kemiğe göre daha yüksek çıkması o kemiğin daha dayanıklı olduğunu göstermez. Bu nedenle kemiğin kırılması için birim alana düşen kuvvet hesaplanarak çalışılan kemiğin gerçek dayanıklılığı ortaya konulur. Sonuç olarak, çalışılan kemiğin geometrisi (organ düzeyinde) değerlendirilirken kuvvet-yük (force), şekil değiştirme (deformation), katılık (stiffness), enerji absorbu (work to failure) gibi terimleri kullanılır; doku düzeyinde değerlendirilirken dayanım (strength), gerilme (stress), gerinme (strain), elastik modül (elastic modulus), tokluk (toughness) gibi terimler kullanılmaktadır (Turner and Burr, 1993).

Mekanikte temel bir kavram olan kuvvet, yönü ve uygulama noktası olan ölçülebilir bir vektördür (An et al., 2000). "F" ile gösterilir ve birimi "Newton (N)" dur. Bir cisme uygulanan kuvvet o cismi hareket ettirerek veya şeklini değiştirerek etki eder (Rodgers and Cavanagh, 1984). Gerek in-vivo gerekse in-vitro biyomekanik çalışmalarda genel olarak yüklenme çeşitleri, kemiğin uzun eksenli boyunca basma (compressive), çekme (tensile), eğme (bending), burma (torsion) veya çok eksenli (multiaxial) olabilmektedir. Ayrıca bu kuvvetler statik yüklenme şeklinde uygulanabildiği gibi tekrarlayan-siklik kuvvetler şeklinde de olabilmektedir (An et al., 2000).

Basma ve Çekme yüklenmeleri : Bu tür yüklenmelerde çalışılan kemiğin uzun eksenli boyunca basma veya çekme kuvveti uygulanır (Şekil 1) (An et al., 2000).

Eğme yüklenmesi: Normalde uzun kemikler in-vivo şartlarda mekanik eksenlerindeki eğim nedeniyle genellikle eksenel ve eğme kuvvetlerine maruz kalırlar. Uzun kemiklere ilişkin biyomekanik çalışmalarda eğme yüklenmesi bu nedenle de çok

sık tercih edilir. Bu yüklenme şeklinde, deney modeli farklı şekillerde yapılsa da kemiğin yük uygulanan tarafında basma kuvvetleri oluşurken karşı tarafta çekme kuvvetleri oluşur (Şekil 2) (An et al., 2000).

Burma yüklenmesi: Bu yüklenme şeklinde, silindirik şeklindeki uzun kemik veya kemik bölümü iki ucundan birbirine ters yönde döndürülür. Bu uygulamada kemik üzerinde makaslama/shear kuvvetleri oluşur (Şekil 3) (An et al., 2000).

Çok eksenli yüklenmeler: Uygulanmasındaki zorluklar nedeniyle, çok eksenli yüklenmeler yaygın olarak kullanılamaz. Ancak in-vivo şartlarda bir kemiğin tek eksenli yüklenmesi çok nadirdir (An et al., 2000). Bu nedenle son yıllardaki çalışmalarda çok eksenli yüklenmelerin sıklıkla tercih edildiği görülmektedir. Örneğin, bir kemiğe bir basma yüklenmesi uygulanırken aynı anda kemiğe yapışan kaslar modellenerek farklı eksenlerde çekme yüklenmesi de uygulanmaktadır (Shahar et al., 2003).

Ayrıca, kemiğe uygulanan kuvvetin yönü yanında, uygulama hızı da mekanik verileri etkileyen önemli bir faktördür. Çünkü kemik, mekanik özellikleri kuvvetin uygulama hızına göre farklılık gösterebilen viskoelastik materyaldir (An et al., 2000).

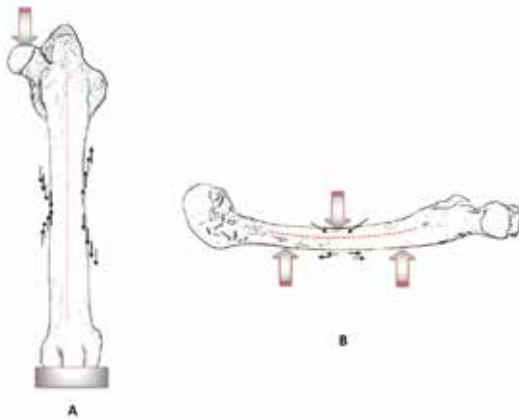
Cisim üzerine kuvvet uygulandığında oluşan geri dönüşümlü veya dönüşümsüz değişimlere "deformasyon" denir. Basma veya çekme şeklinde uygulanan doğrusal kuvvetler altında materyalin boyunda uzama veya kısalma şeklinde deformasyon olurken, makaslama şeklinde uygulanan yüklenmelerde ise açılma olarak deformasyon meydana gelir (Delehay and Wiesel, 2001).

Bu genel bilgilerden sonra genel terminoloji'yi mekanik test sonucundan elde edilebilen grafikler üzerinde irdelemek daha uygun ve anlaşılabilir olur. Biyomekanik testlerde bir kemik veya kemik parçasına herhangi bir yönden kuvvet uygulandığında oluşan deformasyon, kuvvet-deformasyon eğrisi çizdirilerek değerlendirilebilir. Daha sonra bu eğri ile test uygulanan kemiğin genel biyomekanik özelliklerine ilişkin mekanik parametreler yorumlanır (Şekil 4) (An and Friedman, 1999; Frankel and Nordin, 2001; Martin et al., 2004, Huiskes and Rietbergen, 2005, Chao et al., 2012). Kuvvet-deformasyon eğrisi elastik ve plastik deformasyon bölgelerini kapsar. Bu iki bölge arasındaki sınır noktası "elastik sınır noktası (yield point)" olarak tanımlanır (Martin et al., 2004; Huiskes and Rietbergen, 2005). "Elastik deformasyon bölgesi" içinde kemikteki deformasyon, artan kuvvet ile paralel bir eğri çizer ve eğer kuvvet ortadan kaldırılırsa kemik orijinal formuna döner. Kuvvetin etkisi altındaki kemik, elastik sınır noktası (yield point) dışına çıktıktan sonra deformasyonun derecesi uygulanan yük ile orantılı değildir ve grafikte düzgün görüntüden uzak bu bölgeye "plastik deformasyon bölgesi" denir. Elastik sınır noktasını (yield point) aşan kuvvet uygulandığında kemikte trabeküler mikrokırıklar, lameller arasında kaymalar veya bunların kombinasyonu ile kemik yapısında kalıcı deformasyonlar (kırık) oluşur. Burada eğrinin en yüksek noktası kemiğin dayanabildiği maksimum kuvveti (ultimate force- F_u) verir, daha sonra eğride kemiğin tamamen kırıldığı bölgede kırılma kuvveti noktası görülür bundan sonra uygulanan kuvvet artsa bile kemik tamamen kırıldığı için deformasyon kalıcıdır. Plastik bölgenin büyüklüğü materyalin sünekliğinin ölçüsüdür (Chao et al., 2012) ve bu bölge küçük olursa materyal daha kırılabilir (brittle) olarak değerlendirilir. Örneğin osteoporotik kemikler normal kemikten daha fazla kırılabilir (Turner and Burr, 1993).



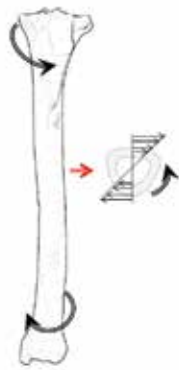
Şekil 1: Basma (A) ve çekme (B) yüklenmelerinin şematize şekli. Basma yüklenmesinde kemik kırılıncaya kadar boyunda kısalma ve çaplarında genişlenme şeklinde deformasyon görülür. Çekme yüklenmesinde ise tam tersi görülür.

Figure 1: Illustration of compression (A) and tension (B) loadings. The bone lengthen and widen under compressive loads, and vice versa for tensile loads.



Şekil 2: Femur'da basma testi (A) ve üç nokta eğme testi (B) sonucunda oluşan basma ve çekme kuvvetlerinin şematize şekli.

Figure 2: Illustration of compressive and tensile loads which the result of compression (A) and three point bending (B) tests on the femur.



Şekil 3: Tibia üzerinde şematize edilmiş burma yüklenmesi.
Figure 3: Illustration of torsional loading on the tibia.

Kuvvet-deformasyon grafiğinde elastik bölgedeki eğrinin eğimi kullanarak kemiğin "katılığı (stiffness)" hesaplanır. Katılık değerinin hesaplanabilmesi için, kuvvet- deformasyon eğrisinin eğimine teğet geçen bir çizgi çizilerek, bu çizginin eğriyi kestiği iki noktanın kuvvet ve deformasyon değerleri belirlenir. Daha sonra kuvvetlerin farkı deformasyonların farkına oranlanarak ($\tan \alpha$) katılık değeri hesaplanır. Bu terim kuvvet uygulanan yapının deformasyona direnebilme özelliğini ifade eder. Kuvvet-deformasyon eğrisinde katılık dışında eğrinin altında kalan alandan kemiğin kırılıncaya kadar "enerji miktarı (work to failure)" da hesaplanır (An et al., 1996; An and Friedman, 1999; Hirano et al., 1999; Frankel and Nordin, 2001; Chao et al., 2012).

Örneğin mekanik test uygulanan iki farklı kemiğin maksimum kırılma kuvvetleri benzer olsa bile, katılık değeri yüksek, enerji absorpsiyonu az olan kemikte deformasyon miktarı daha az olduğundan dolayı daha kırılğan olarak değerlendirilir (Tablo 1) (Sevil, 2006).

Kuvvet-deformasyon grafiğinden elde edilen değerler test uygulanan kemiğin geometrisinden kaynaklanan (extrinsic) biyomekanik özelliklerini gösterir (Turner, 2002). Bu veriler, normalize edilerek birim alandaki dokusal (intrinsic) materyal özelliklerinin değerlendirilmesi için de kullanılabilir (Turner and Burr, 1993; An et al., 1996; An and Friedman, 1999; Hirano et al., 1999; Turner, 2002). Bunun için deformasyon değeri, gerilme'ye (strain), kuvvet ise gerilme'ye (stress) dönüştürülerek gerilme-gerilme eğrisi oluşturularak yoruma gidilir (Delahay and Wiesel, 2001). "Gerilme (stress)" yüklenme anında, materyalin birim alanına düşen kuvvettir. Kuvvetlerin uygulama yönüne bağlı olarak basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmeleri olarak sınıflandırılır. Gerilme direkt olarak ölçülemez. Ancak büyüklüğü hesaplanır. Her santimetre kareye düşen Newton cinsinden kuvvet (N/cm^2) gerilmenin standardize edilmesinde kullanılan birimdir. " σ " simgesi ile gösterilir. Kuvvet-deformasyon eğrisinde kemiğin kırıldığı andaki maksimum kuvvet (ultimate force), gerilme-gerilme eğrisinde kemiğin maksimum dayanımı (ultimate strength) olarak gösterilir (Şekil 4).

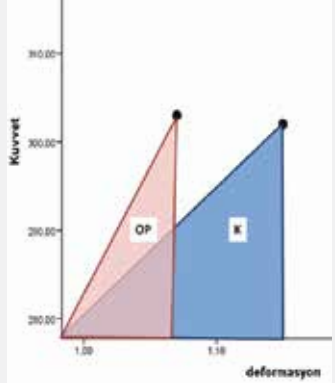
"Gerilme (strain)" ise birim alanında oluşan deformasyondur. Yüklenme esnasında meydana gelen boydaki değişim ile gerçek boy değeri arasındaki oran olarak tanımlanır ($\Delta L/L$) ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzde deformasyon olarak ifade edilir ve " ϵ " simgesi ile gösterilir. Gerilmenin bir birimi yoktur, oran olarak ifade edilir ancak "microstrain" olarak da tanımlanabilir (Chao et al, 2012). Örneğin gerilme değeri %2 ise 20 000 microstrain olarak da ifade edilebilir (Şekil 4) (Martin et al., 2004).

Kemiğe aksiyal kuvvetler uygulandığında, kemiğin boyunda deformasyon olduğunda aynı zamanda eninde de deformasyon şekillenir. Bu durumdaki çekme veya basma yüklenmelerinde cismin boyundaki değişim miktarının enindeki değişim miktarı oranına cismin "poisson oranı" denir (Turner and Burr, 1993). Bu oran, kuvvet etkisi altındaki cismin deformasyon davranışı hakkında bilgi verir ve kemiğin mekanik özelliklerine göre bilgisayar ortamında modellenmesine ilişkin çeşitli hesaplamalarda kullanılan bir değerdir (Turner and Burr, 1993; Delehay and Wiesel, 2001). Sıkıştırılmayan materyal (akışkanlar gibi) için Poisson oranı 0,5 dir. Kemik için bu değer yaklaşık 0,3'dür (Martin et al., 2004).

Katılık (stiffness) olarak tanımlanan kuvvet- deformasyon eğri-

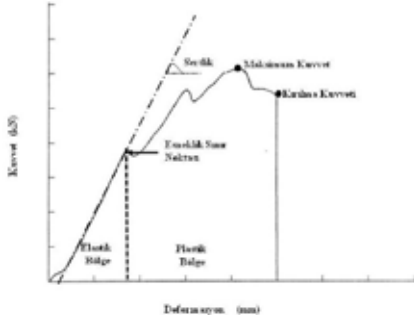
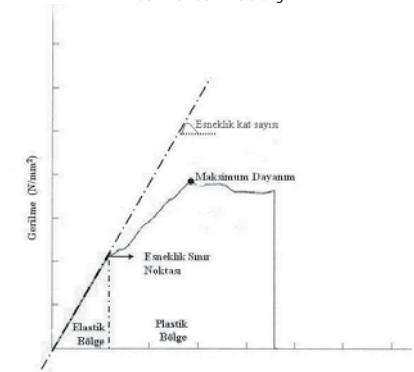
Tablo 1: İki farklı kemikte biyomekanik test değerleri ve kuvvet deformasyon eğrisinde enerji absorpsiyonu alanları.**Table 1:** Biomechanical test data of two different bones and the energy absorbed area for force-displacement curve.

	Kuvvet (N)	Deformasyon (mm)	Enerji absorpsiyonu
Sağlıklı femur	302	1,15	0,169
Osteoporozisli femur	303	1,07	0,158



*: Tabloda kullanılan veriler tavşan femur'unda uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilmiştir (Sevil, 2006).

*: The parameters in the table was obtained by three point bending test on rabbit femur (Sevil, 2006).

Grafik	Terim	Simge	Birim	Tanımı	
Kuvvet – Deformasyon Grafiği 	Kuvvet	(Force)	F	N	Büyükluğu, yönü ve uygulama noktası olan ölçülebilir bir vektördür.
	Şekil değiştirme	(Deformasyon)	δ	mm	Yüklenme altında kemiğin şekil değiştirme miktarıdır. Organ düzeyinde şekil değiştirmeyi ifade eder.
	Maksimum kuvvet	(Ultimate force)	F_u	N	Kemiğin kırılmadan önceki taşıyabildiği maksimum kuvvettir. Organ düzeyinde dayanımı ifade eder.
	Katılık, rijitlik	(Stiffness)	S	N/mm	Kuvvet-deformasyon eğrisinin eğimidir. kemiğin katılığını verir. Kemiğin organ düzeyinde katılığı gösterir .
	Enerji absorpsiyonu	(Work to failure)	U	mJ	Kemiğin kırılıncaya kadar absorbe edebildiği enerji miktarıdır. Organ düzeyinde absorpsiyonu ifade eder.
Gerilme– Gerinme Grafiği 	Esneklik sınır noktası	(Yield Point)			Kuvvet-deformasyon veya gerilme-derinme eğrisinin elastik bölgeden plastik bölgeye geçtiği sınırdır.
	Gerilme	(Stress)	σ	N/mm ²	Yüklenme anında, kemiğin birim alanına düşen kuvvettir. Dokusal düzeyde dayanımı ifade eder.
	Gerinme	(Strain)	ϵ		Birim alana uygulanan yüklenme altında kemiğin birim alanındaki şekil değiştirme miktarıdır.
	Maksimum dayanım	(Ultimate strenght)	σ_u	N/mm ² (MPa)	Kemiğin maksimum yüklenme anındaki gerilmedir. Dokusal düzeyde dayanımı ifade eder
	Esneklik kat sayısı	(Elastik Modulus)	E	N/mm ² (MPa)	Stres-strain eğrisinin elastik bölgedeki eğimidir. kemiğin birim alanındaki katılığını verir. Organ düzeyinde ifade eder.
	Tokluk	(Toughness)	u	MJ/mm ³	Kemiğin birim hacminin absorbe edebildiği enerji miktarıdır. Birim şekli değiştirme enerjisini gösterir.

Şekil 4: Biyomekanikte kullanılan temel kavramlar (Tabloda kullanılan grafikler tavşan femur'unda uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen grafiklerdir, Sevil, 2006).

Figure 4: The basic concept used in biomechanics (The graphics used in the table was obtained by three point bending test in femur of rabbit, Sevil, 2006).

sinin eğimidir ve gerilme-gerinme eğrisinin eğiminde “esneklik katsayısı (Elastik modulus)” olarak tanımlanır (Şekil 4) (Turner and Burr, 1993). Esneklik katsayısı gerilmenin meydana getirdiği şekil değişikliği olarak tanımlanır ve materyalin sertliği arttığında esneklik katsayısı artar (Delahay and Wiesel, 2001). Esneklik katsayısı, çekme veya basma kuvvetlerinin bir cisme eksensel doğrultuda uygulandığı durumda “esneklik katsayısı veya young modulus” olarak ifade edilir. Gelen kuvvet makaslama (shear) kuvveti ise “makaslama katsayısı veya kesme

katsayısı (shear modulus)”, cisme her yönden gelen kuvvetler varsa ve hacmi etkiliyorsa “hacim katsayısı” kullanılır (Domaniç ve ark., 1974; Martin et al., 2004).

Gerilme-gerinme eğrisinde maximum dayanım (ultimate strength) noktasına kadar olan eğrinin altında kalan alanın büyüklüğü kemiğin kırılıncaya kadar absorbe edebildiği enerji miktarını yani “tokluğunu” (modulus of toughness) ifade eder. Tokluk, kemiğin biyomekanik özelliğinin değerlendirilmesi için önemli

bir veridir. Çünkü tokluğu yüksek bir kemik kırılmaya karşı daha fazla dirençli ve deformasyon yeteneği daha yüksektir (Turner and Burr, 1993). Bu değer kemiğin geometrik özellikleri ve kuvvet-deformasyon eğrisindeki enerji absorpsiyon değerleri kullanılarak hesaplanır (Şekil 4) (Hirano et al., 1999).

Biyomekanik çalışmalarda, kemiğin normalde canlı bir doku olduğu, bir kemiği oluşturan kortikal ve trabeküler dokuların, kırkırdak, periost vb. yapıların her birinin farklı mekanik özelliklerinin olduğu göz önüne alınmalıdır. Biyomekanik testler uygulanırken kemiklerden sadece kırılma anındaki kuvvetlerin elde edilmesi çoğunlukla yeterli bir veri olmamaktadır. Yukarıda bahsedilen çok sayıda mekanik özelliğin bir arada değerlendirilmesi ile kemiğin dayanımı hakkında daha geçerli ve daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir.

Teşekkür

Bu makalenin bir bölümü VIII. Veteriner Anatomi Kongresi'nde poster olarak sunulmuştur.

Kaynaklar

- An YH, Barfield WR, and RA Draughn (2000). Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics, In: Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface YH An and RA Draughn (Eds.), CRC Press. Boca Raton, pp. 23-40.
- An YH, Friedman RJ (1999). Animal Models in Ortopaedic Research. CRC Press. Boca Raton. pp: 139-163.
- An YH, Qian K, Friedman RJ (1996). Mechanical symmetry of rabbit bones studied by bending and indentation testing. American Journal of Veterinary Research. 57 (12): 1786-1789.
- Chao P, Lewis DD, Kowaleski MP, Pozzi A (2012). Biomechanic concepts applicable to minimally Invasive Fracture Repair in Small Animals. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. 42: 853-872
- Delehay JN, Wiesel SW (2001). Principles of Ortopaedic Medicine and surgery. WB. Saunders Company. Philadelphia, pp:117-138.
- Domaniç F, Erdik E, Zengin N (1974). Modern Üniversite Fiziği. Çağlayan Kitapevi. İstanbul. 22-26s, 311-318s.
- Frankel V H, and Nordin M (2001). Biomechanics of bone. In: Basic of the Musculoskeletal System, Frankel V H, and Nordin M (Eds), Lippincott Williams &Wilkins. USA, pp: 26-60.
- Hirano T, Burr DB, Turner CH, Sato M, Cain RL, Hock JM (1999). Anabolic effects of human biosynthetic parathyroid hormone fragment (1-34), LY333334, on remodeling and mechanical properties of cortical bone in rabbits. J Bone Miner Res.14 (1): 536-545.
- Huiskes R, and Rietbergen BV (2005). Biomechanics of bone. In: Basic Orthopedic Biomechanics and Mechano-biology, Mow VC and Huiskes R (Eds), Lippincott Williams &Wilkins. USA, pp: 123-179.
- Kutsal YG (2004). Osteoporozda Kemik Kalitesi. Güneş Kitabevi. Ankara. 123-136s. 175-192s.
- Martin RB, Burr DB, Sharkey NA (2004). Skeletal Tissue Mechanics, Springer USA, pp: 127-180.
- Rodgers MM, and Cavanagh P (1984). Glossary of biomechanical Terms; Concepts, and Units. Journal of American Physical Therapy Association, 64: 1886-1902
- Sevil F (2006). Tavşan Femur'unun Morfometrik ve Biyomekanik Özellikleri Üzerine Ovariectominin Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Adnan Mednderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Anatomi Anabilim Dalı AN-YL-2006-0001, Aydın.
- Sevil F, Kara ME (2010). The effects of ovariectomy on bone mineral density, geometrical and biomechanical characteristics in the rabbit femur. Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology. 23: 31-36
- Shahar R, Banks-Sills L, Eliasy R (2003). Stres and strain distrubution in the intact canine femur: finite elemet analysis. Medical Engineering and Physics; 25: 387-395.
- Turner CH, and Burr DB (1993). Basic Biomechanical Measurements of

bone: a tutorial. Bone. 14: 595-608.

Turner CH (2002). Biomechanic of bone: Determinants of skeletal fragility and bone quality. Osteoporosis International. 13: 97-104