İZMİR BAKIRÇAY ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ A.B.D.

KEMİK DOKUSUNDAKİ FARKLI YAPILARIN MEKANİK DAVRANIŞLARA ETKİSİNİN DENEYSEL VE İSTATİSTİKSEL OLARAK ARAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yasin ERDOĞAN

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK

Haziran 2022

KEMİK DOKUSUNDAKİ FARKLI YAPILARIN MEKANİK DAVRANIŞLARA ETKİSİNİN DENEYSEL VE İSTATİSTİKSEL OLARAK ARAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Yasin ERDOĞAN İzmir 2022

KEMİK DOKUSUNDAKİ FARKLI YAPILARIN MEKANİK DAVRANIŞLARA ETKİSİNİN DENEYSEL VE İSTATİSTİKSEL OLARAK ARAŞTIRILMASI

Yasin ERDOĞAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK
(İkinci Danışman: Doç. Dr. Kadir GÖK)

İzmir
İzmir Bakırçay Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Haziran 2022

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

İzmir Bakırçay Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim dalında öğrenim görmekte olan Yasin ERDOĞAN'ın "Kemik Dokusundaki Farklı Yapıların Mekanik Davranışlara Etkisinin Deneysel ve İstatistiksel Olarak Araştırılması" başlıklı tezi 21/07/2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "İzmir Bakırçay Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği"nin ilgili maddeleri uyarınca, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	**Unvanı Adı Soyadı**	**İmza**
Üye (Tez Danışmanı)	Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK	
Üye (2. Danışman)	Doç. Dr. Kadir GÖK	
Üye	Prof. Dr. Murat Emre KARTAL	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Elif MALYER	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Gökçe KAYNAK BAYRAK	

Prof. Dr. Serkan ÇINARLI

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdür V.

FINAL APPROVAL FOR THESIS

This thesis titled “Experimental And Statistical Investigation Of The Effect Of Different Structures In Bone Tissue On Mechanical Behaviors” has been prepared and submitted by Yasin ERDOĞAN in partial fulfilment of the requirements in “İzmir Bakircay University Directive on Graduate Education and Examination” for the Degree of Master of Science (MSc) in Biomedical Engineering Department has been examined and approved on 21/07/2022.

Committee Members	Title, Name and Surname	Signature
Member (Supervisor)	Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK	
Member (Co-Supervisor)	Doç. Dr. Kadir GÖK	
Member	Prof. Dr. Murat Emre KARTAL	
Member	Dr. Öğr. Üyesi Elif MALYER	
Member	Dr. Öğr. Üyesi Gökçe KAYNAK BAYRAK	

Prof. Dr. Serkan ÇINARLI

S. Director of Graduate Education Institute

ÖZET

KEMİK DOKUSUNDAKİ FARKLI YAPILARIN MEKANİK DAVRANIŞLARA ETKİSİNİN DENEYSEL VE İSTATİSTİKSEL OLARAK ARAŞTIRILMASI

Yasin ERDOĞAN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
İzmir Bakırçay Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Haziran 2022

Danışman: Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK

(İkinci Danışman: Doç. Dr. Kadir GÖK)

Günlük hayatımızda kemik dokuları, istemli veya istemsiz davranışlar sebebi ile çok çeşitli mekanik etkilere maruz kalmaktadır. Malzemelere etki eden kuvvetler farklı eksenlerde uygulandığında farklı mekanik özellikler gösteriyorsa bu tip malzemeler anizotropik özellik göstermektedirler. Kemik dokusu organik ve inorganik bileşiminden dolayı kompozit bir malzeme özelliği göstermektedir. Birçok kemik dokusu vücutta bulunduğu bölgeye göre bileşimindeki organik ve inorganik maddelerin dağılımından dolayı anizotropik özellik sergiler yani elastisite modülü uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak farklılık gösterir. Literatürde genellikle hesaplamaların kolay yapılabilmesi için kemik doku izotropik kabul edilerek simüle edilmektedir. Kortikal kemik yapısı, kemiğe sertlik ve dayanım sağlarken, trabeküler kemik gözenekli yapısı sayesinde kemiğe esneklik ve üzerine gelen enerjiyi absorbe etme yeteneği kazandırmaktadır. Kemik dokularının mekanik etkilere karşı davranışı üzerinde gerçekleştirilen bazı testler, kemiklerin ve yumuşak dokuların özelliklerini tespit etmeye yöneliktir. Bu tez çalışmasında malzemelerin mekanik özelliklerini tespit etmede yaygın olarak kullanılan eğilme deneyi kemik numunelerine uygulanmıştır. Bununla birlikte, çene ilerleme hızı, destekler arası mesafe ve kuvvet uygulama noktası olmak üzere belirlenen üç parametrenin elastisite modülü değerleri üzerine etkisi deneysel ve istatistiksel olarak araştırılmıştır. Sonuç olarak hem deneysel hem istatistiksel analizler, destekler arası mesafenin elastisite modülü üzerinde en etkili parametre olduğunu desteklemiştir.

Anahtar Sözcükler: Kemik doku; Eğilme deneyi; Elastisite modülü

ABSTRACT

EXPERIMENTAL AND STATISTICAL INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT STRUCTURES IN BONE TISSUE ON MECHANICAL BEHAVIOURS

Department of Biomedical Engineering
İzmir Bakırçay University, Graduate School of Education, June 2022

Supervisor: Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK
(Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Kadir GÖK)

In our daily life, bone tissues are exposed to a wide variety of mechanical effects due to voluntary or involuntary behaviours. If the forces acting on the materials show different mechanical properties when applied in different axes, these types of materials show anisotropic properties. Bone tissue is a composite material due to its organic and inorganic composition. Many bone tissues exhibit anisotropic properties due to the distribution of organic and inorganic substances in their composition according to the region in the body, that is, the modulus of elasticity differs depending on the direction of the applied force. In the literature, bone tissue is usually simulated as isotropic for easy calculations. While the cortical bone structure provides hardness and strength to the bone, the trabecular bone structure gives the bone flexibility and the ability to absorb the energy coming on it. Some tests on the behaviour of bone tissues against mechanical effects are intended to determine the properties of bones and soft tissues. In this thesis, the bending test, which is widely used to determine the mechanical properties of materials, was applied to bone samples. In addition, the effects of three parameters, namely jaw progression speed, distance between supports and force application point, on the modulus of elasticity values were investigated experimentally and statistically. As a result, both experimental and statistical analyses supported that the distance between supports was the most effective parameter on the modulus of elasticity.

Keywords: Bone tissue; Bending test; Modulus of elasticity

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanması aşamasında bana yol gösteren, bilgilerini hiçbir zaman esirgemeden paylaşan ve benim her zaman arkamda hissettiğim çok kıymetli hocalarım Prof. Dr. Akil Birkan SELÇUK ve Doç. Dr. Kadir GÖK hocalarıma saygıyla büyük teşekkürlerimi sunarım.

Değerli fikirleri ile yüksek lisans eğitimimin başında katkısı büyük olan Doç. Dr. İsmail ŞEN'e teşekkürü borç bilirim.

Her zaman için bana destek olan, cesaretlendiren annem, babam başta olmak üzere, dostlarıma sevgilerimi sunarım.

Son olarak her zaman yanımda olan desteğini hiçbir zaman eksik etmeyen değerli eşim Damla ERDOĞAN'a teşekkürlerimi sunarım.

.../.../20...

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın İzmir Bakırçay Üniversitesi tarafından kullanılan Turnitin bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve hiçbir şekilde "intihal içermediğini" beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Yasin ERDOĞAN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

BAŞLIK SAYFASI……i
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI ii
FINAL APPROVAL FOR THESIS iii
ÖZET iv
ABSTRACT v
ÖNSÖZ vi
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ vii
İÇİNDEKİLER viii
TABLOLAR DİZİNİ ix
ŞEKİLLER DİZİNİ x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ xii
1. GİRİŞ 1
2. KEMİK DOKUYA GENEL BAKIŞ 3
2.1. Kemik Dokunun Yapısı 3
2.2. Kemiklerin Sınıflandırılma Yöntemleri 5
2.3. Kemik Anatomisi 7
2.4. Mekanik Kavramlar ve Mekanik Testler 12
2.4.1. Çekme (Tensile) deneyi……..19
2.4.2. Basma (Compression) deneyi……20
2.4.3. Eğilme (Bending) deneyi..……..21
2.4.4. Sertlik (Hardness) deneyi……..22
2.4.5. Darbe (Impact) deneyi……...23
2.4.6. Burulma (Torsion) deneyi…….23
2.5. Kemik Biyomekaniği 24
3. MATERYAL VE METOT 33
4. DEĞERLENDİRME 39
4.1. Deneysel Değerlendirme……39
4.2. İstatistiksel Değerlendirme……45
5. SONUÇ 47
KAYNAKÇA 49
ÖZGEÇMİŞ 54

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. Kemik dokusu türlerinin farklı eksenlerdeki elastisite modülü değerleri**…….28**

Tablo 3.1. Eğilme parametreleri ve seviyeleri (3 seviye ile 3 faktör)**.....35**

Tablo 3.2. Deneysel parametreler için belirlenen değerler **.....36**

Tablo 4.1. Deneyler sonucu elde edilen elastisite modülü değerleri**.....45**

Tablo 4.2. Elastisite modülüne etkisi araştırılan parametreler için ANOVA sonuçları**.....46**

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. İnsan anatomik yapısı ve kemikleri **4**
Şekil 2.2. Kemiği oluşturan organik ve inorganik bileşim **4**
Şekil 2.3. Şekillerine göre kemik tipleri **5**
Şekil 2.4. Konumlarına göre kemiklerin sınıflandırılması **6**
Şekil 2.5. Doku yapısına göre kemik çeşitleri **6**
Şekil 2.6. Kemiğin hiyerarşik yapısı **7**
Şekil 2.7. Kortikal ve trabeküler kemiğin vücutta dağılımı **8**
Şekil 2.8. Trabeküler kemiğe ait μCT görüntüsü **9**
Şekil 2.9. Kemik iç yapısı **10**
Şekil 2.10. Uzun kemiğin yapısı **11**
Şekil 2.11. Kemik üzerindeki normal ve kesme gerilmeleri **13**
Şekil 2.12 Düşük karbon içerikli çelik numunesine ait gerilme-şekil değiştirme grafiği **14**
Şekil 2.13. Dairesel kesitli bir numunenin Poisson oranı belirlenmesi **16**
Şekil 2.14. Karesel bir kesitte enine-boyuna şekil değişimi miktarı ve Poisson oranı şematik gösterim **17**
Şekil 2.15. σ-ε grafiğinde tokluk değerini belirten alan **17**
Şekil 2.16. Gevrek ve sünek malzemelerin kırılma anındaki görünümleri **18**
Şekil 2.17. σ-ε grafiğinde rezilyans değerini belirten alan **18**
Şekil 2.18. Çekme testi düzeneği **20**
Şekil 2.19. Basma testi deney düzeneği ve şematik gösterimi **21**
Şekil 2.20. Üç nokta eğilme deneyi düzeneği şematik gösterimi **22**
Şekil 2.21. Darbe testi deneyi şematik gösterimi **24**
Şekil 2.22. A) Kuvvetlerin malzeme üzerindeki etkileri **B)** Basma ve çekme kuvveti etkisi altındaki bir cisimde meydana gelen boyca kısalma ve boyca uzama deformasyonu (ΔL) **C)** Kesme kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen açısal deformasyon (γ) **25**
Şekil 2.23. Kemik dokulardaki izotropi ve anizotropi türlerinin yapısı **26**
Şekil 2.24. Kortikal ve trabeküler kemiğe ait gerilme-şekil değiştirme grafiği **28**
Şekil 2.25. Kortikal kemiğe ait basma ve çekme testi uygulamaları sonucu elde edilen gerilme-şekil değiştirme eğrileri **29**
Şekil 2.26. a) Kuvvet/yük uygulanmamış kemik **b)** Basma testi deneyi sonrası kemik **c)** Çekme testi uygulandıktan sonra kemik **30**
Şekil 2.27. Eğilme deneyi uygulanmış bir kemikteki davranış **31**

Şekil 2.28. a) Kesme b) Burulma testi uygulaması **31**
Şekil 3.1. Deney düzeneğinin hazırlanması.....**33**
Şekil 3.2. Deney prosedürlerinin planlamasının şematik gösterimi **34**
Şekil 3.3. Kuvvet uygulanmadan önce deneyde kullanılan kemik numuneleri ve deney düzeneğine parametrelere uygun şekilde yerleştirilmesi **37**
Şekil 3.4. Belirlenen parametreler altında yapılan deney sonrası.....**38**
Şekil 4.1. Numune 1 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**39**
Şekil 4.2. Numune 2 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**40**
Şekil 4.3. Numune 3 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**40**
Şekil 4.4. Numune 4 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**41**
Şekil 4.5. Numune 5 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**42**
Şekil 4.6. Numune 6 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**42**
Şekil 4.7. Numune 7 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**43**
Şekil 4.8. Numune 8 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**44**
Şekil 4.9. Numune 9 ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği.....**44**
Şekil 4.10. Elde edilen S/N oranları **45**
Şekil 4.11. Belirlenen parametrelerin elastisite modülü değerine etkileri.....**46**

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ASTM	: American Society for Testing and Materials (Uluslararası Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu)
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
ANOVA	: Varyans Analizi
E	: Elastisite Modülü
σ	: Gerilme (Stress)
ε	: Şekil değiştirme/Gerinim (Strain)
τ	: Kesme Gerilmesi
γ	: Açısal deformasyon
F	: Kuvvet
$F_{ç}$	: Çekme kuvveti
A	: Yüzey alanı
Δl	: Boydaki değişim miktarı
δ	: Sehim miktarı
I	: Atalet momenti
M_e	: Eğilme momenti
σ_e	: Elastik sınır
σ_a	: Akma mukavemeti
$\sigma_{ç}$	: Çekme mukavemeti
σ_k	: Kopma mukavemeti
SD	: Serbestlik derecesi,
KT	: Kareler toplamı
S/N	: Sinyal-gürültü
MPa	: Megapascal

1. GİRİŞ

Mekanik, belirli bir kuvvet etkisi altında cisimlerin hareketini ve cisimlerde oluşan deformasyonları inceleyen fizik bilimlerinin en eskisidir. Biyomekanik ise genel anlamda biyolojik problemlerin çözümü ile mekaniğin ilgilenen alanıdır. Bu alan, temelde insan dokularının biyolojik ve fizyolojik yapılarını mühendislik mekaniği alanı ile birlikte analizini ele almaktadır [1].

Kemik esas olarak vücutta koruma, destekleme ve hareket durumunda rol oynayan iskelet sistemini oluşturan temel yapılardandır. Hayati önemi olan organları ve diğer iç organları koruma, kaslarla birlikte koordineli şekilde hareket ve desteği sağlama, kalsiyum ve fosfor gibi bazı minerallerin depolama alanı olma ve kan üretiminde etkin rolü bulunan kemik iliği hücrelerini barındırma gibi vücutta birden çok fonksiyonu bulunan bir dokudur. Kemik doku, bütün bu fonksiyonları gerçekleştirmeye yarayan eşsiz yapısal ve mekanik özelliklere sahiptir [1-8].

Kemikler şekillerine göre uzun kemikler, kısa kemikler, yassı kemikler ve düzensiz kemikler olmak üzere dört farklı sınıfta incelenmektedir. Vücudumuzu oluşturan bu kemiklerin anatomik yapısına makroskobik olarak bakıldığında sert, katı bölüm ve gözenekli bir bölümden oluştuğu gözlemlenmektedir. Kemiklerin mikroskobik yapısı incelendiğinde ise primer (woven) ve sekonder (lamellar) kemiklerin bulunduğu görülmektedir. Yetişkin bir insan vücudundaki kemiklerin iç yapısına bakıldığında vücutta bulunan kemiklerin yaklaşık yüzde 80'inde bulunan sert ve katı kortikal kemik doku, vücutta bulunan kemiklerin yaklaşık yüzde 20'sinde bulunan gözenekli ve daha esnek yapıya sahip bölüm trabeküler kemik dokudan oluştuğu gözlemlenmektedir [8-9]. Kemik dokuyu oluşturan mikroskobik ve makroskobik yapılar, mekanik etkilere karşı kemik dokunun uyumunda ve davranışında büyük avantajlar sağlamaktadır. Kemiklerin bulundukları bölgelerdeki işlevlerine göre yapısındaki kortikal ve trabeküler dokunun dağılımı, dışarıdan gelen mekanik etkiler karşısında kemik dokunun esnek veya kompakt davranışlar sergilemesini sağlamaktadır.

Malzemelerin fiziksel özellikleri arasında mekanik özellikleri bulunmaktadır. Mekanik özelliklerine göre tüm malzemeler izotropik ve anizotropik davranış gösteren malzemeler olmak üzere sınıflandırılmaktadırlar. Kemikler, iskelet sisteminde bulundukları yere göre izotropik veya anizotropik özellik göstermektedirler. Kemik

dokusunun elastisite modülü, uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olmaksızın her yönde aynı ise bu kemik dokusunun izotropik davranış gösterdiği söylenir. Eğer kemik dokudaki elastisite modülünde uygulanan kuvvete bağlı olarak birbirine dik üç eksende farklı değerler gözleniyorsa bu kemik dokusu anizotropinin bir türü olan ortotropik davranış gösterdiği anlamına gelir. Son olarak, kemik dokusu iki eksende aynı ancak bir eksende farklı değer alıyorsa enine izotropik bir davranış gösteriyor anlamını taşır [10-12].

Araştırmacılar, mekanik etkilere karşı kemik dokunun yapısında meydana gelen değişimleri çoğunlukla simülasyon yaklaşımları ile çözerek matematiksel olarak da desteklemek istemektedirler [13]. Simülasyon yaklaşımında kemiğin modellenmesi son derece önem kazanmıştır. Çünkü kemiğin yapısı ne kadar doğru modellenirse elde edilecek sonuçların gerçek kemik uygulamalarında gerçekleştirilecek işlemlerin o kadar verimli olmasını sağlayacaktır.

Malzemelerin mekanik özellikleri belirlenirken birtakım mekanik testler uygulanmaktadır. Çekme, basma ve eğilme gibi testler en yaygın kullanılan mekanik testler arasındadır. Bu mekanik testler sayesinde malzemelere ait elastisite modülü, akma noktası, kopma noktası ve tokluk gibi özellikleri belirlenir. Dolayısıyla elde edilen değerler ile bu malzemeler hakkında sünek veya gevrek davranış gibi yorumlar yapılmasını sağlamaktadır.

Bu tez çalışmasında, kemiklerin kortikal ve trabeküler yapıların mekaniksel davranışları incelenmiştir. Bunun için temin edilen kemik numunelerine eğilme deneyi uygulanmıştır. Eğilme deneyinden elde edilen elastisite modülü değerleri üzerine çene ilerleme hızı, destekler arası mesafe ve kuvvet uygulama noktası olmak üzere belirlenen üç parametrenin etkisi araştırılmıştır. Elde edilen elastisite modülü değeri verileri istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

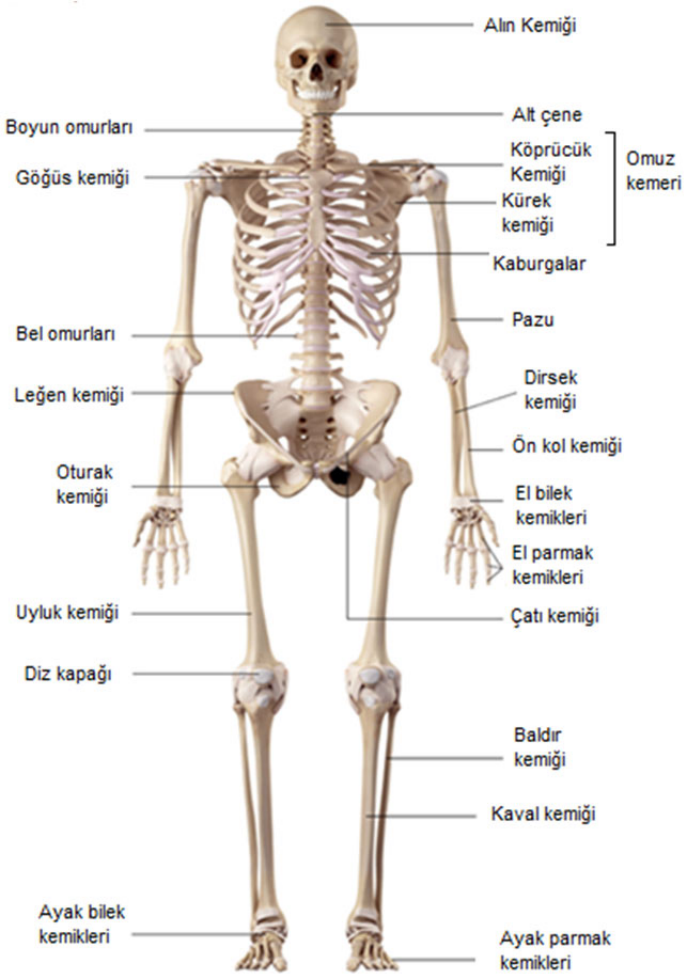
2. KEMİK DOKUYA GENEL BAKIŞ

Kemik yapısında hücreler, lifler ve bazı temel maddeler bulunduran özelleşmiş dinamik bir bağ doku çeşididir. Organik ve inorganik bileşiminden dolayı dışarıdan gelen etkileşimlere karşı kemiğin biçimini korumak için sert olmasını sağlamakla beraber üzerinde oluşacak enerjiyi de tutabilecek kadar esnek özellikte olmasını sağlamaktadır. Bu özellik, yerçekimi kuvvetine karşı destek olmak, kaslar ve eklemlere bağlantı yerleri oluşturarak hareketin gerçekleşmesini sağlamak ve hayati organları korumak gibi kemiğin en önemli rolü olan mekanik desteği gerçekleştirebilmesi için uygun biçime dönüştürür [14-16]. Yeni doğan bir çocukta 270 adet kemik bulunur. Zamanla ayrı ayrı kemikleşmiş olan kemik parçalar birleşir. Yetişkin bir insanda kemik sayısı azalır ve 206 adet kemik bulunur (Bkz. Şekil 2.1).

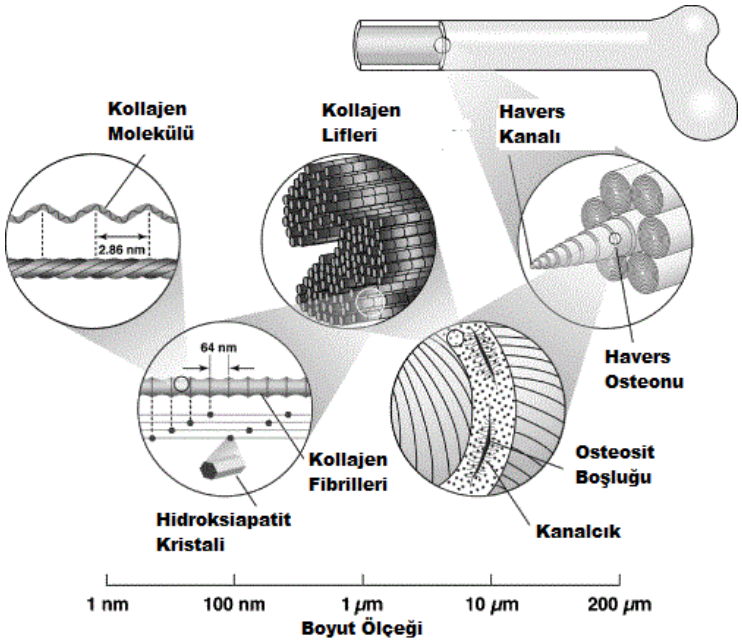
2.1. Kemik Dokunun Yapısı

Bağ dokusunun özelleşmiş bir yapısı olan kemik dokular da diğer bağ dokusu çeşitlerinde olduğu gibi hücreler ve ara madde olarak adlandırılan matriks olmak üzere iki kısımdan oluşur. Dokuya sertlik özelliği veren hücreler arası maddenin kalsifikasyonu, kemiğin en belirgin ayırt edici özelliğidir. Ara matriksin yaklaşık üçte biri organik, üçte ikisi ise inorganik özellikteki yapıdadır. Organik bileşeni kollajen lifler oluşturmaktadır. Kollajen lifler, dış etkilere karşı kemiğin çabuk kırılmasını önleyecek elastik özellik kazandırır. İnorganik bileşeni ise çoğunlukla kalsiyum ve fosfat gibi minerallerden oluşan hidroksiapatit meydana getirir (Bkz. Şekil 2.2). Bu inorganik yapı, kemiğe kuvvet kazandırarak sağlamlığını ve sertliğini meydana getirmektedir.

Kemik dokudaki organik ve inorganik bileşimin kazandırdığı sertlik ve esneklik özellikleri, kemiklerin işlevini gerçekleştirebilmesi için çok önemlidir. Kemik ancak bu şekilde organize edilmiş yapıda olması durumunda yoğun yüklemeler altında rahatça hareket edebilmekte ve aynı zamanda kemiklerin üzerine yüklenen ağırlık ve gerginlik kemik gövdesinden eklemlere dağılmaktadır.



Şekil 2.1. İnsan anatomik yapısı ve kemikleri (http-1)

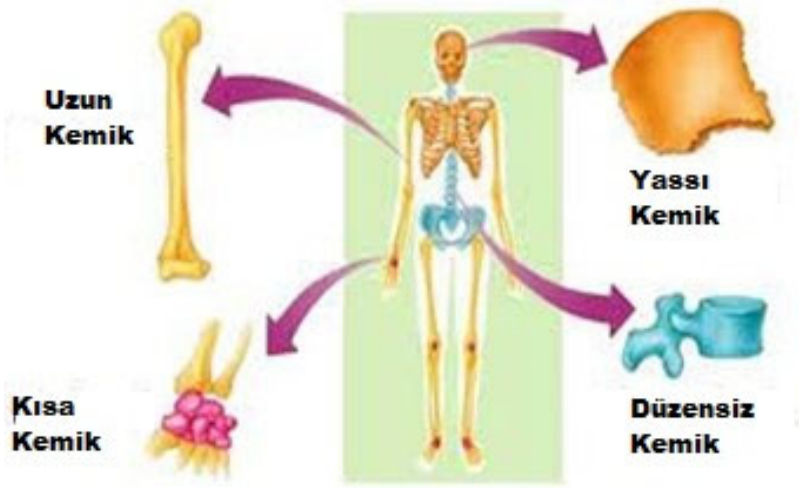


Şekil 2.2. Kemiği oluşturan organik ve inorganik bileşim [17]

2.2. Kemiklerin Sınıflandırılma Yöntemleri

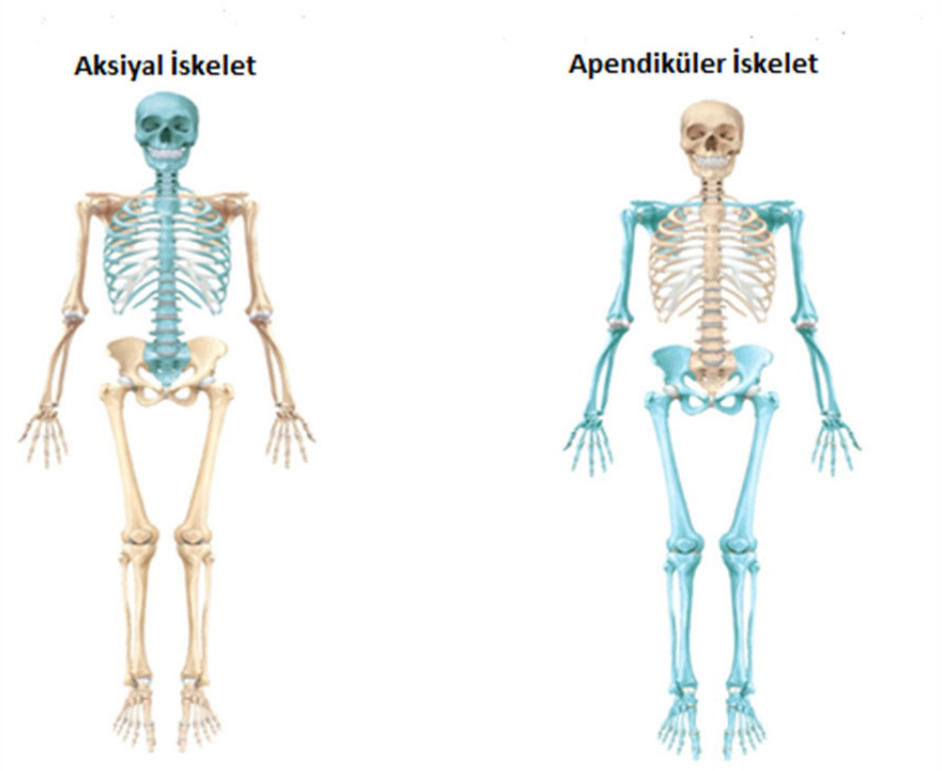
İskelet sistemini oluşturan kemikler hareket sisteminin pasif unsurları olup kaslara destek sağlamakla görevlidirler. Vücutta kemiklerin birbirlerine bağlandığı bölgelere eklem denir. Eklemler de pasif unsurlardan biri olup etrafı kıkırdak, bağ, kas ve tendonla çevrilmiş halde bulunur ve kemiklerin koordineli hareketini sağlar. Hareket sisteminin aktif unsurları olan kaslar ise hareket için gerekli enerjiyi sağlamakla görevlidir.

İskelet sistemini meydana getiren kemiklerin incelenmesinde kolaylık sağlaması için çeşitli sınıflandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Bu sınıflandırma yöntemleri için kemiklerin şekillerine göre uzun, kısa, yassı veya düzensiz (Bkz. Şekil 2.3); konumlarına göre aksiyal veya apendiküler (Bkz. Şekil 2.4); yapısındaki doku bileşimine göre kortikal veya trabeküler (Bkz. Şekil 2.5) olarak gruplandırılır [16].

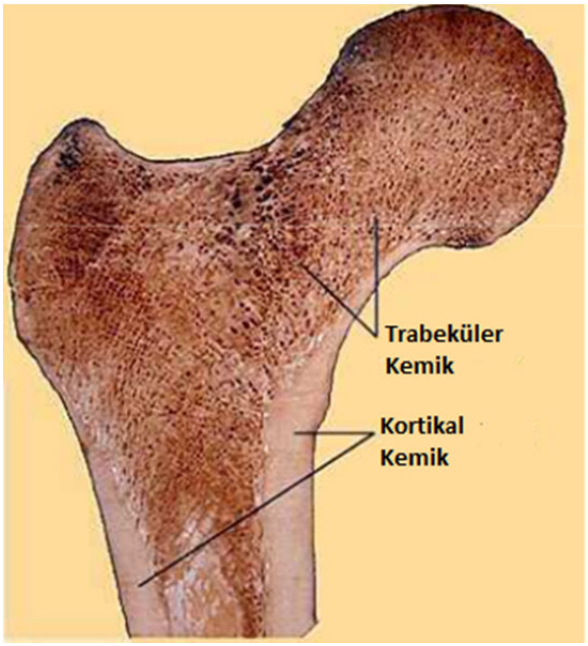


Şekil 2.3. Şekillerine göre kemik tipleri (http-2)

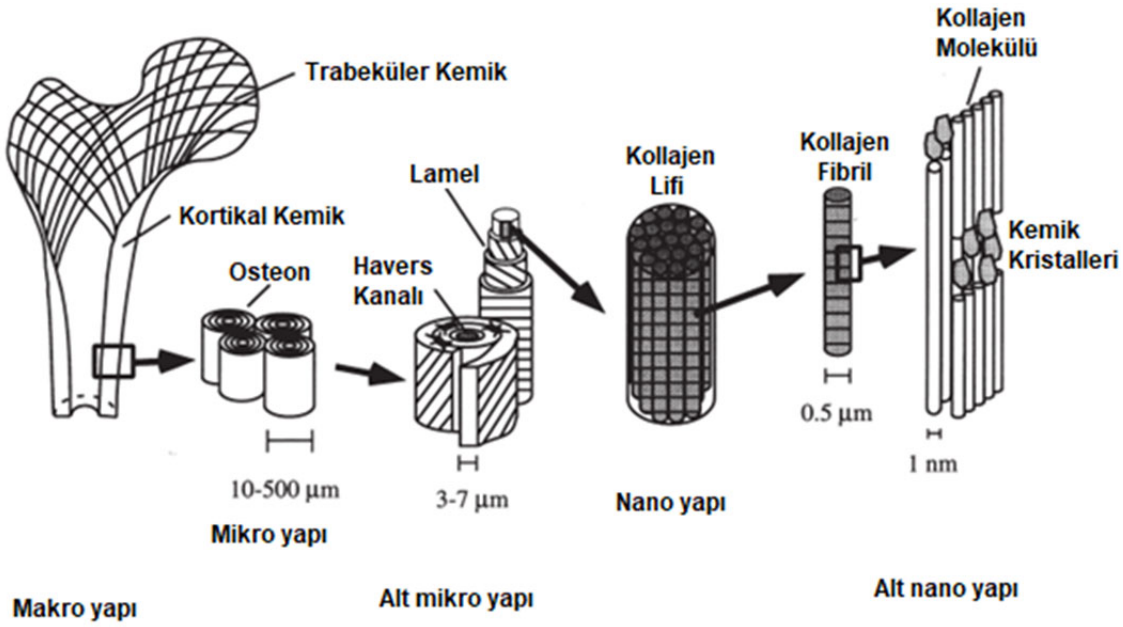
Kemiklerin anatomik yapısı hiyerarşik olarak makroskobik düzeyden mikroskobik ve nano ölçekte düzeye kadar incelenebilmektedir [16,18]. Kemikteki bu hiyerarşik organize edilmiş yapı kemiğe heterojen ve anizotropik özellik kazandırmıştır (Bkz. Şekil 2.6).



Şekil 2.4. Konumlarına göre kemiklerin sınıflandırılması (http-3)



Şekil 2.5. Doku yapısına göre kemik çeşitleri (http-4)



Şekil 2.6. Kemiğin hiyerarşik yapısı [19]

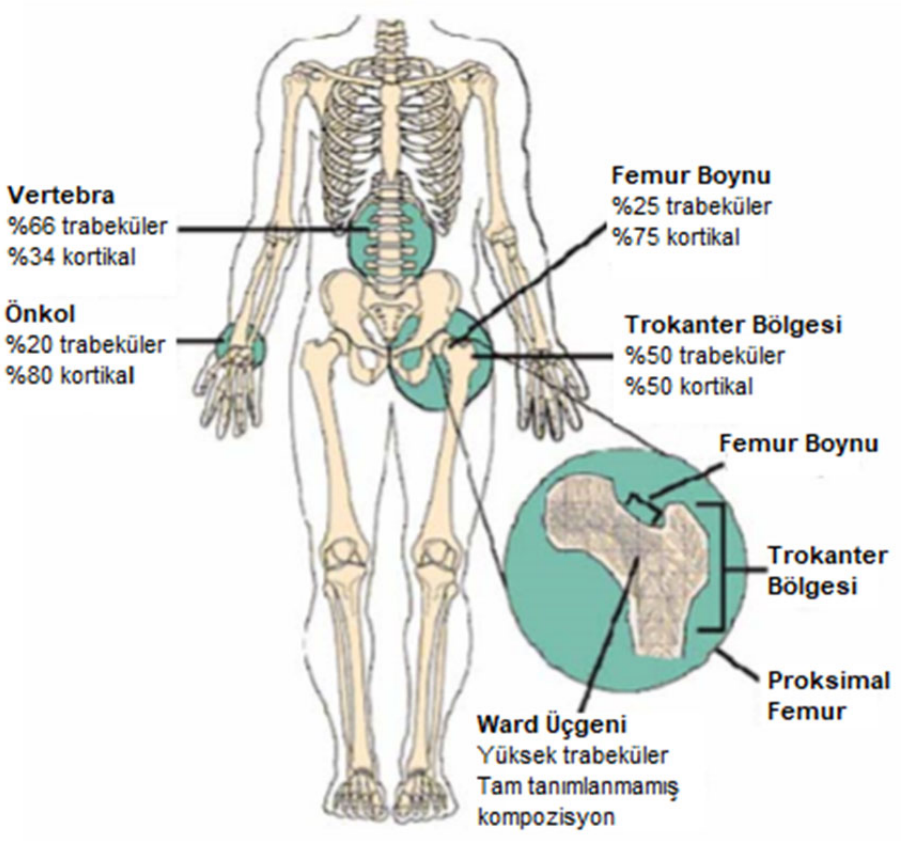
2.3. Kemik Anatomisi

Kemik dokusu, osteoblastlar, osteoklastlar ve osteositler olmak üzere üç tip hücreye sahiptir. Kemiklerin yapımından sorumlu hücreler osteoblastlardır. Osteoblastlar farklılaşarak olgunlaşmış kemik hücreleri osteositi meydana getirir. Osteositler lakünler içerisinde yer alır ve bu hücreler birbiri ile bağlantılıdırlar. Kemik dokusunun yıkımında görev alan hücreler osteoklastlar olarak adlandırılmaktadır.

Kemiğin ekleme katılmayan kısımlarını örten bağ dokusuna periostum denir. Kemikte enine büyüme işlevini kemik zarı yerine getirmektedir. Medullar kavite (kemik iliği boşluğu) ile trabeküler kemiğin treabeküllerini örten yapıya endosteum denir. Perisoteum ve endosteumun görevi, kemik dokusunun beslenmesi, büyümesi ve onarımını sağlamaktır. Periosteum çok sayıda damar ve sinir barındırır. Ağrı hissini ileten lifler periosteumda dağılır. Bu nedenle darbelere, yırtılmalara ve gerilmelere karşı çok duyarlıdır.

Kemik dokusu olgunlaşmamış (primer) ve olgunlaşmış (sekonder, lamelli) kemik dokusu olmak üzere ikiye ayrılır. Primer kemik doku, embriyolojik gelişim evresinde ve kırıkların onarımı durumunda görülmektedir. Erişkinlerde ise tendonların kemiğe bağlandığı yerlerde, diş alveollerinde bulunur. Primer kemikte sekonder kemiğe kıyasla hücre sayısı fazla ancak mineral miktarı azdır. Sekonder kemik insan vücudunda

trabeküler (süngerimsi) ve kortikal (kompakt) kemik olarak iki türde bulunur. Bir kemik incelendiğinde her iki türdeki doku bulunur. Vücuttaki sertlik veya esneklik göstermesi gereken bölgeleye göre kortikal ve trabeküler kemik dokusunun dağılımı değişim göstermektedir (Bkz. Şekil 2.7).

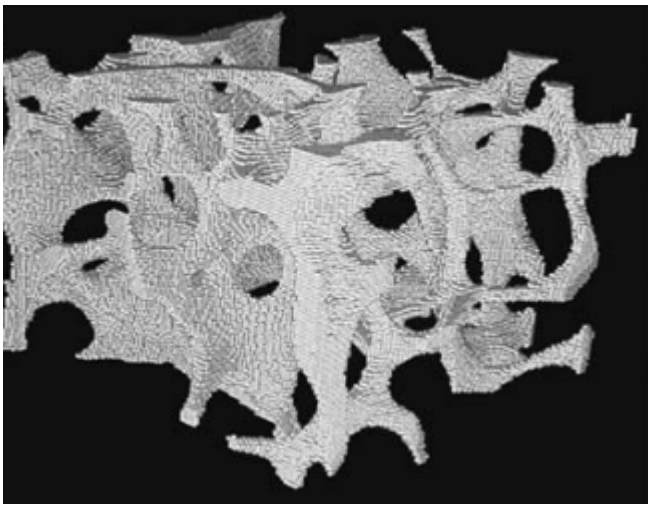


Şekil 2.7. Kortikal ve trabeküler kemiğin vücutta dağılımı (http-5)

Uzun, kısa, yassı ve düzensiz gibi farklı şekillerdeki kemiklere makroskobik düzeyde incelendiği zaman kortikal (sıkı, kompakt) kemik doku ve trabeküler (süngerimsi) kemik doku olmak üzere iki türde kemik dokusu görülür. Kemik zarı olarak bilinen periostumun hemen altında bulunan kortikal kemik yüksek elastik modülüne sahip sert ve yoğun kemik dokusudur. Trabeküler kemik ise kortikal doku ile çevrelenmiş düşük elastik modülüne sahip gözenekli yapıda olan kemik dokusudur. Bu iki doku çeşidinin matris bileşimi benzerlik göstermesine karşın, yapıları, işlevleri ve kemiklerdeki dağılımları bakımından farklılaşırlar. Bu kemik dokular, belirgin bir şekilde birbirinden ayrılmadan geçiş oluşturarak ayrılmaktadır. İki doku tipi gözeneklilik ve yoğunluk derecelerine göre basitçe ayırt edilebilirken mikro yapılarındaki histolojisinden kaynaklanan temel farklılıklar da mevcuttur.

Trabeküler kemik, genel olarak kemiklerin iç kısımlarında bulunur. Yapısında fazlaca miktarda arasında boşluk bulunan kemik trabekülü barındırır. İnsan vücudunda bu boşlukların içerisine kırmızı kemik iliği yerleşmiştir. Bunlar Havers sistemi içermezler.

Kortikal kemikteki gözenekliliğinin düşük derecesine karşın, trabeküler veya süngerimsi kemiklerin yapısında yüksek gözeneklilik bulunmakta ve gözenekler toplam trabeküler kemik hacminin bulunduğu bölgeye göre %50 ile %90'ını meydana getirir. Yüksek derecedeki bu gözenekli yapı, trabeküler kemiğe süngerimsi bir görünüm kazandırmaktadır. Trabekül adı verilen dikey ve yatay şekilde uzanmış ve ince çubuklar benzeri yapısal elemanlardan oluşan düzenli bir ağ yapısındadır (Bkz. Şekil 2.8).

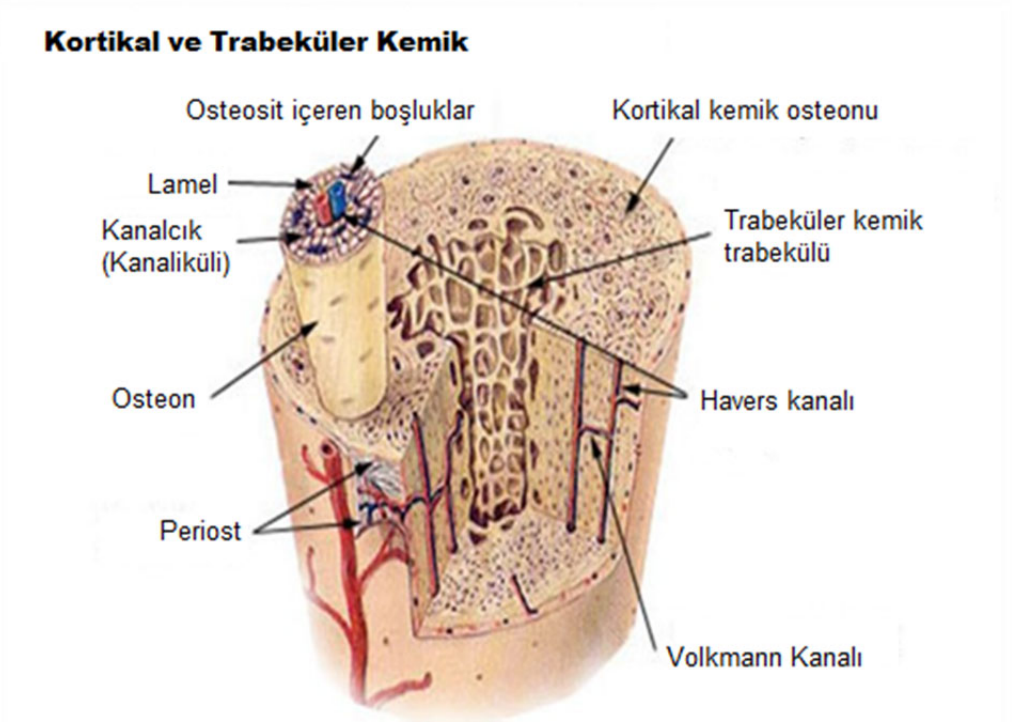


Şekil 2.8. Trabeküler kemiğe ait μCT görüntüsü [20]

Trabeküler kemik, kortikal kemik kadar güçlü bir dayanımı bulunmamaktadır fakat iç destek sağlayarak kemiğin mekanik özellik kazanmasında rol oynamaktadır. Özellikle eklemlere yakın bölgelerde, maruz kalınan yükün paylaşımını sağlama ve enerjiyi soğurma kabiliyeti trabeküler kemiğin kazandırdığı en önemli mekanik özelliklerdendir. Yüksek gözenekliliği ve sahip olduğu matris yoğunluğundan dolayı trabeküler kemiğin basma dayanımı, kortikal kemiğin yaklaşık onda biri değerinde olmasına sebep olur. Ancak kırmızı kemik iliği, kan damarları ve bağ dokularının kemikle bağlantısı için temas yüzeyi oluşturma görevini sağlamaktadır. Bu sayede, kemiğin hematopoez (kan hücrelerinin oluşumu) ve mineral homeostazındaki görevini yerine getirmesinde büyük avantaj sağlar [16].

Kortikal kemiğin lameller ve kanallardan meydana gelmiş homojenik bir yapısı

bulunur. Lameller, Havers lamelleri, iç lameller, dış lameller ve ara lamellerden şeklinde bulunur. Kan damarları taşıyan kanallar ise farklı yönlerdedir. Kemiğin uzun eksenine paralel yani dikey olarak uzanan kanallara Havers kanalları, kemiğin uzun eksenine dik olarak yani yatay uzanan kanallara Volkmann kanalları adı verilmektedir. Bu kanallar farklı yönde ancak birbirleri ile bağlantılı şekilde bulunmaktadırlar (Bkz. Şekil 2.9).



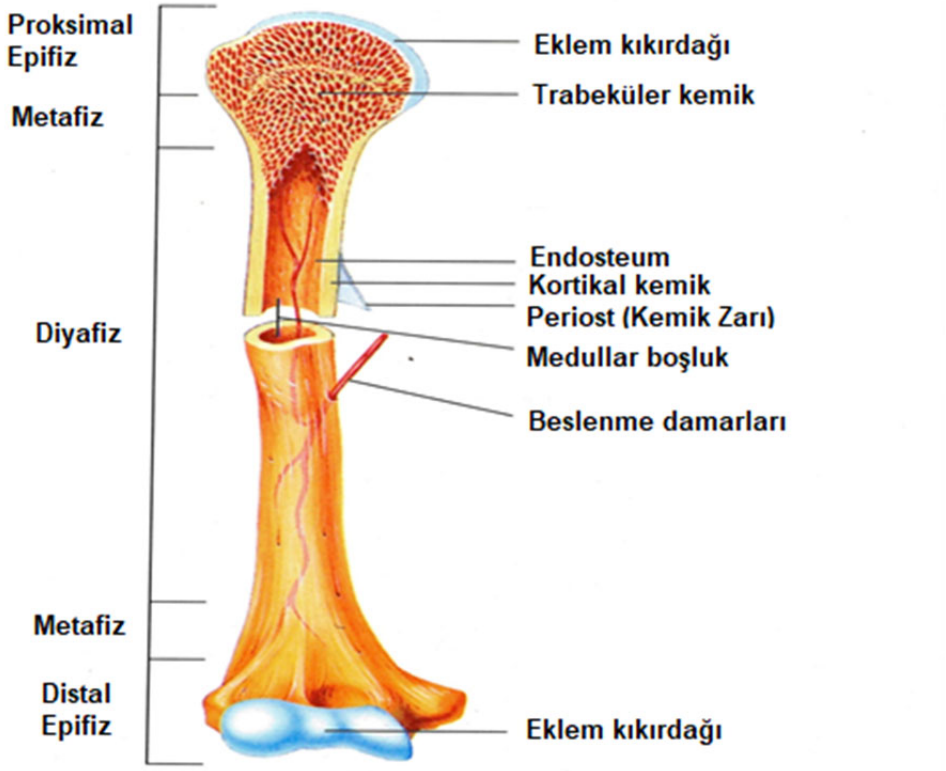
Şekil 2.9. Kemik iç yapısı (http-6)

Havers lamelleri, havers kanalları etrafını dairesel olarak sararlar. Bu yapıya Havers sistemi ya da osteon denir. Ara lameller, Havers sistemleri arasında yer alan ve birbirine paralel uzanan lamellerdir. Dış lameller periostumun altında bulunur. İç lameller ise endosteumu çevreler.

Kortikal kemik, iskeletteki kemik dokusunun yaklaşık %80'ini meydana getirmektedir. Yüksek yoğunluk ve düşük gözenekliliğe (porozite) sahiptir. Kortikal kemik dokunun yapısındaki bu nitelikler, yüksek bir basma kuvvetine dayanım sağlamaktadır. Bu dayanım kortikal kemik dokunun, kemiğin mekanik özelliklerine bariz bir katkı yaptığını göstermektedir [16].

Uzun kemiklerin yapısına bakıldığında uç bölgelere epifiz, orta bölüm diyafiz olarak adlandırılmaktadır. Epifiz ve diyafiz arasında kalan kıkırdak bölge metafiz olarak bilinir. Epifizin içeriğinde temelde trabeküler kemik bulunmakta ve trabeküler kemiğin

dış yüzeyini kapsayan ince tabakalı bir kortikal kemikten oluşmuştur. Kemiğin iç bölgesinde bulunan boşluğu (meduller kavite) gören bölümde az miktarda trabeküler kemik bulunur. Meduller kavite, uzun kemiklerin diyafizi boyunca yani uzunlamasına paralel bulunur ve içerisinde kemik iliği barındırır. Meduller kaviteyi endosteum sınırı sarmaktadır (Bkz. Şekil 2.10). Meduller kavitenin üst ve alt uç kısımlarında trabeküler kemik dokusu bulunmaktadır. Epifiz ile diyafiz arasında kalan metafiz bölgesi ise kemik yapım ve yıkımının yani kemik metabolizmasının aktif olarak en yoğun olduğu kısımdır. Metafiz, kemiklerin boyca uzamasından sorumludur. Özellikle erken yaşlarda bu bölgede oluşan çatlaklar ve kırıklar gibi hasarlar klinik açıdan oldukça önemlidir.



Şekil 2.10. Uzun kemiğin yapısı (http-7)

Kafatasını oluşturan yassı kemiklerde, kemiğin dış ve iç yüzü kortikal kemik dokusundan yapılı iken orta bölümü ise trabeküler kemik oluşturmaktadır.

Kemik gelişimi kompleks bir süreçtir. Endokondral ve intramembranöz olarak iki türde kemikleşme bulunur. Endokondral kemikleşme, kemiklerin gelişeceği bölgede bulunan bağ dokusu önce hiyalin kıkırdak dokusuna dönüşür. Daha sonra buradaki kıkırdak dokusu yıkılarak kemik dokusu oluşur. Uzun kemiklerde bu tür kemikleşme görülür. İlk meydana gelen kemik dokusu primer kemik durumundadır. Yetişkinlerde

sekonder kemik dokusu oluşumu için primer kemik dokunun yıkılıp lamelli dokunun yapımı gerekmektedir. İntramembranöz kemikleşme ise bağ dokusu kıkırdak dokuya dönüşmeden doğrudan kemik dokuyu oluşturur.

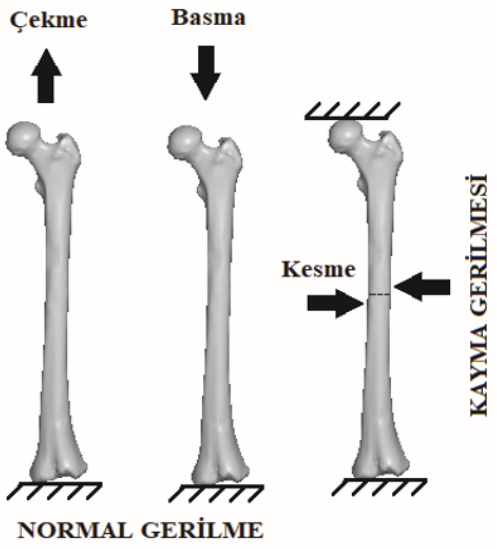
2.4. Mekanik Kavramlar ve Mekanik Testler

Malzemelerin mekanik özellikleri, atomlar arası bağlar ve iç yapısının bileşimi sonucu ortaya çıkmaktadır. Malzemelerin mekanik özellikleri, dış kuvvetlerin etkisi altında malzemelerin davranışlarının belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Mekanik alanında kuvvet terimi, yönü ve doğrultusu olan ölçülebilen vektörel bir büyüklüktür [21]. Kuvvet "F" harfi ile ifade edilir ve birimi "Newton (N)" dur. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet o cismi harekete geçirir veya şeklinde değişiklik meydana getirir [22]. Biyomekanik alanında yapılan hem in-vivo hem de in-vitro çalışmalarda genellikle kuvvet uygulama biçimleri, kemiğin uzun ekseni boyunca çekme (tensile), eğilme (bending), burulma (torsion), basma (compressive) veya çok eksenli (multiaxial) olabilmektedir.

Mekanik özellikler belirlenirken temelde malzemeye uygulanan yük (load) ve bu yükün etkisiyle meydana gelen deformasyon kavramları ve yük-deformasyon ilişkisinin bilinmesi gerekir. Statik (çekme, basma, eğilme deneyi) ve dinamik (yorulma, darbe deneyi) yükler altında yapılan deneyler sonucunda yük-deformasyon eğrisinin elde edilebilmektedir.

Gerilme (stress), bir numunenin birim alanı üzerine etki eden kuvvettir ve σ ile gösterilmektedir. Birimi N/mm^2 veya Megapascal (MPa)'dır. Uygulanan kuvvetin kesit alanına bölünmesi ile basitçe hesaplanabilir. Normal ve kayma (kesme) gerilmesi olmak üzere iki çeşit gerilme vardır (Bkz. Şekil 2.11). Normal gerilmeler, çekme ve basma kuvvetleri etkisinden dolayı oluşan gerilmeleri kapsamaktadır. Çekme gerilmesi (tensile stress), numunenin yüzey alanına dik yönde malzemede boyca uzama meydana gelecek şekilde kuvvet uygulanması ile oluşmaktadır. Basma gerilmesi (compressive stress), yine numunenin yüzey alanına dik yönde, ancak çekme kuvvetinin aksine malzemede boyca kısalma olacak şekilde kuvvet uygulanması ile oluşur. Çekme ve basma gerilmeleri uygulandıkları numunenin yüzeyine dik uygulandığı için bu gerilme türleri normal gerilmeler türündedir. Kesme gerilmeleri ise uygulanan kuvvetin malzemede paralel ve anti paralel kaymalar oluşturması ile oluşur. Kuvvet malzemenin iki zıt

yüzeyine uygulanmak üzere gerçekleştirilir. Kemik dokusu bölgelerinde, günlük aktivitelerde normal iskelet fonksiyonunu yerine getirirken üzerinde hem normal hem de kayma gerilmeleri meydana gelir [23,54].



Şekil 2.11. Kemik üzerindeki normal ve kesme gerilmeleri [23]

$$\sigma = F/A \quad \text{(Normal gerilme)} \tag{2.1}$$

$$\tau = F/A \quad \text{(Kesme gerilmesi)} \tag{2.2}$$

σ, normal gerilmeyi τ, kesme gerilmesini F, uygulanan kuvvet ve A, yüzey alanını ifade etmektedir.

Şekil değiştirme veya gerinim (strain), yük altındaki bir malzemenin, yük uygulandıktan sonraki deforme durumuna bakarak matematiksel olarak şekildeki değişimi ifade eder. Şekil değiştirme, bir malzemedeki biçimsel şekil değişimini niceliksel olarak açıklamasıdır ve ε ile gösterilmektedir. Birimsiz bir büyüklüktür.

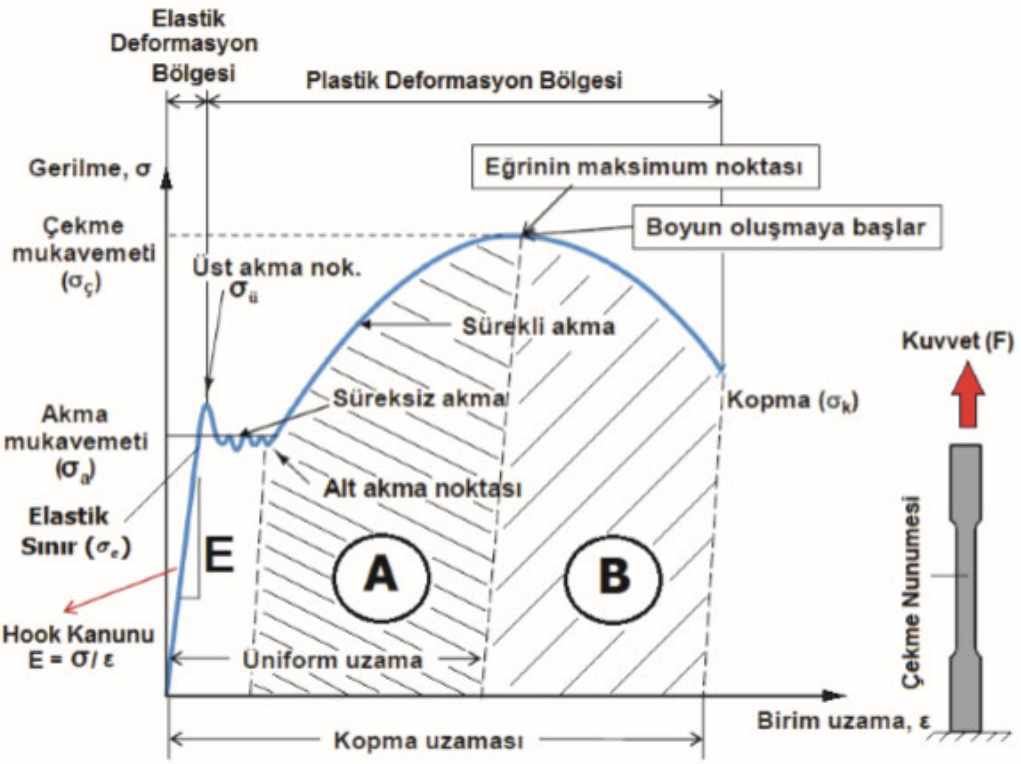
$$\varepsilon = \Delta l/l_0 \tag{2.3}$$

$$\Delta l = l_s - l_0 \tag{2.4}$$

Burada, ε şekil değiştirme, l_o numunenin ilk boyu, l_s numunenin son boyu ve Δl boydaki uzama miktarını ifade eder.

Çekme kuvveti uygulanan numunenin boyunda bir uzama olacaktır. Kuvvet etkisi ortamdan uzaklaştırıldıktan sonra numune ilk haline yani eski boyutlarına dönebiliyorsa numunede elastik deformasyon gözlemlenir. Eğer eski boyutlarına dönemiyorsa plastik

deformasyon gözlemlenir. Gerilme-şekil değiştirme $(\sigma - \varepsilon)$ grafiğinin yük altındaki lineer bölge elastik deformasyonu gösterir. $\sigma - \varepsilon$ grafiği bir malzemeye ait mekanik özellikleri hakkındaki bilgiler edinmemize olanak sağlar. Malzemelerinin akma mukavemeti, çekme mukavemeti, elastisite modülü, poisson oranı, rezilyans ve tokluk gibi mekanik özelliklere bu grafik kullanılarak ulaşılabilmektedir (Bkz. Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Düşük karbon içerikli çelik numunesine ait gerilme-şekil değiştirme grafiği [23] **A**) Uniform plastik deformasyon bölgesi **B**) Heterojen plastik deformasyon bölgesi

Elastik sınır (σ_e), numuneye uygulanan gerilme belirli bir değere kadar şekil değiştirme ile orantılı olarak artar. Malzemeye yapılan yüklemede oluşan kuvvetin etkisi kaybolduğunda plastik olarak şekil değişikliğinin gözlemlenmediği yalnızca elastik açıdan bir şekil değişikliğinin görüldüğü maksimum gerilme değeri olarak tanımlanır. Elastik sınır farklı kaynaklarda orantı sınırı olarak da adlandırılmaktadır.

Akma mukavemeti (σ_a), kuvvet etkisindeki numunenin plastik deformasyonunun başladığı noktayı ifade etmektedir. Kuvvet uygulanan numunenin başlangıçtaki kesit alanına bölünerek hesap edilir. Numuneye etki eden çekme kuvvetinin hemen hemen sabit değerde olmasına rağmen, şekil değiştirme (plastik şekil değiştirme miktarının) değerinin önemli ölçüde arttığı ve $\sigma - \varepsilon$ grafiğinde tırtıklı bir davranışın gözlendiği

kısımdır (Bkz. Şekil 2.12).

Çekme mukavemeti ($\sigma_ç$), malzemenin maksimum gerilmeye karşı gösterdiği dirençten meydana gelen değerdir. Çekme anında uygulanan çekme kuvvetinin ($F_ç$), numunenin kuvvet uygulanmadan önceki ilk kesit alanına (A_0) bölünmesiyle elde edilir. Malzeme çekme mukavemeti seviyesine gelene kadar deney numunesinin kesit alanında homojenik bir azalma gözlenmesine karşın pekleşme sebebiyle gerilme değerinde bir artış gözlenir. Kesit azalırken pekleşme etkisinden dolayı gerilme artmakta ve homojen deformasyon bölgesi meydana gelmektedir. Akma mukavemeti ile çekme mukavemeti arasında kalan bölge homojen deformasyon bölgesini gösterir (Bkz. Şekil 2.12).

Kopma mukavemeti (σ_k), gerilmenin maksimum değerden sonra yani çekme mukavemeti sonrası numunenin kesitinde bir daralma gözlenir ve pekleşme etkisini kaybederek gerilme değeri de durmaksızın azalır. Belirli bir değerden sonra numune kuvvete karşı koyamayarak kopmaktadır. Kopmanın meydana geldiği noktaya malzemeye ait kopma mukavemeti (kopma gerilmesi) olarak adlandırılır. Kopma mukavemeti ile çekme mukavemeti arasında oluşan düzensiz bölge Heterojen Bölge olarak tanımlanır (Bkz. Şekil 2.12).

Elastisite Modülü (E), bir malzemenin elastik şekil değişimine karşı dayanımı olarak ifade edilebilir. Elastisite modülü yüksek olan malzemenin, rijitlik özelliği yüksek ya da malzemeye etkiyen gerilme sonucu meydana gelen şekil değiştirmenin düşük olmasını ifade etmektedir. Elastisite modülü, mühendislik tasarım işlemlerinde son derece etkili bir parametredir.

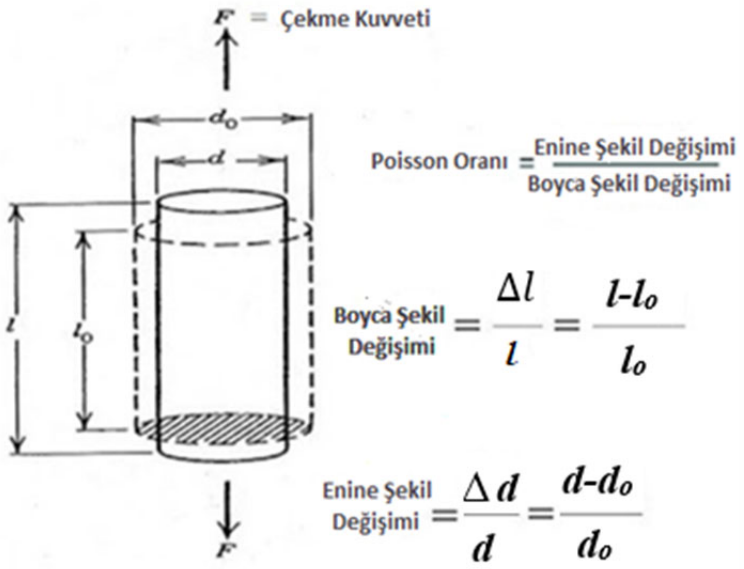
Malzemeye bir çekme kuvveti uygulandığında boyunda bir uzama meydana gelecektir. Uygulanan kuvvet etkisi kalktıktan sonra malzeme eski boyutlarına dönebiliyorsa malzemede elastik deformasyon oluşmuştur. $\sigma - \varepsilon$ grafiğinin kuvvet etkisinde lineer olarak ilerlediği bölge elastik deformasyon bölgesini gösterir ve burada Hooke Kanunu geçerlidir. Elastisite modülünü Hooke Kanununu kullanarak da elde etmek mümkündür. Malzemenin kesitinde oluşan gerilme değerinin, şekil değiştirme değerine oranı malzemenin elastisite modülünü verir. Elastisite modülü aynı zamanda Young Modülü olarak da bilinmektedir. Birimi N/mm^2 veya Megapascal (MPa)' dır.

$$E = \sigma/\varepsilon \tag{2.5}$$

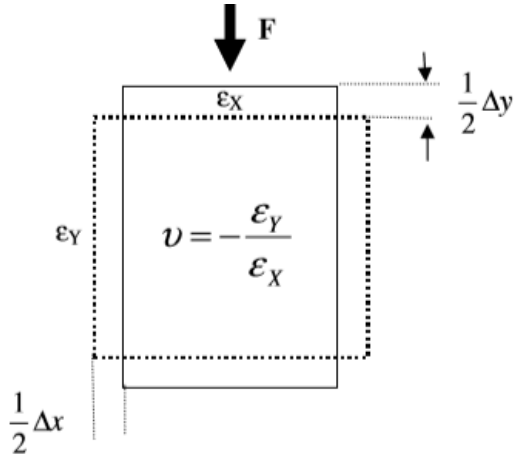
Numuneye uygulanan çekme testi deneyi bir eksende uygulandığında numunenin

enindeki uzamanın boyca olan uzamaya oranına Poisson oranı adı verilmektedir. Dairesel kesitli bir numuneye uygulanan çekme kuvveti sonucu oluşan poisson oranı (Bkz. Şekil 2.13) ve kare kesitli bir numuneye tek eksende çekme kuvveti uygulandığında meydana gelen poisson oranının (Bkz. Şekil 2.14) nasıl hesaplandığı gösterilmektedir. Çekme kuvveti etkisinde numunede boyca uzama meydana gelmekte ancak kesit alanında ise daralma gözlenmektedir. ε_x ve ε_x değerleri farklı yönlerde olduğu için yani biri uzamayı diğeri daralmayı ifade ettiği için ters işaretli alınmaktadır. Bu yüzden hesaplanan sonuç önündeki (-) işareti kesitte oluşan daralmadan meydana gelmektedir.

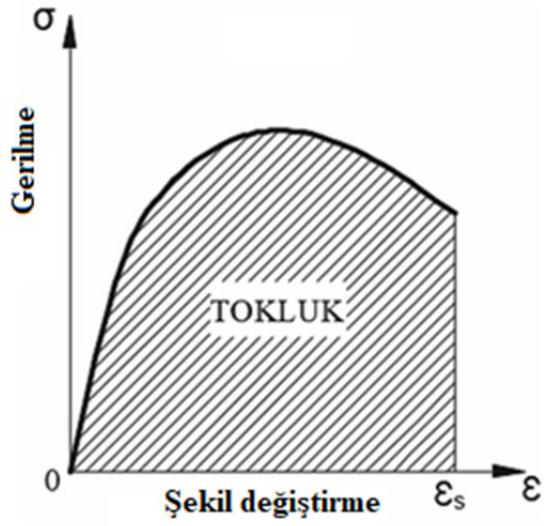
Tokluk, bir malzemenin deformasyona uğradıktan sonra kopma ya da kırılma durumuna kadar depoladığı enerji olarak ifade edilmektedir. Yani malzemenin enerjiyi absorbe etme özelliğidir. σ-ε grafiğinin altındaki alan malzemenin tokluk değerinin hesaplanmasını sağlar. ε_s malzeme kopunca ya da kırılıncaya kadarki durumda oluşan birim uzama ya da şekil değişimi değeridir (Bkz. Şekil 2.15).



Şekil 2.13. Dairesel kesitli bir numunenin Poisson oranı belirlenmesi [24]



Şekil 2.14. Karesel bir kesitte enine-boyuna şekil değişim miktarı ve Poisson oranı şematik gösterim [25]

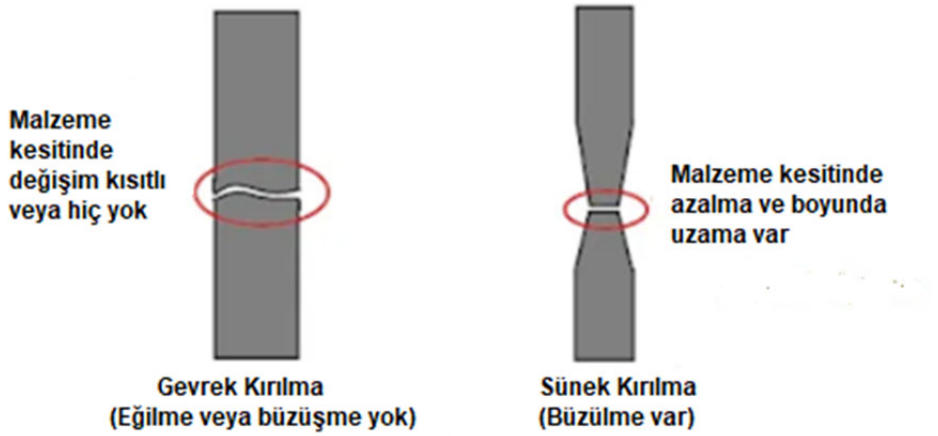


Şekil 2.15. $\sigma - \varepsilon$ grafiğinde tokluk değerini belirten alan [23]

$$\text{Tokluk} = \int_0^{\varepsilon_s} \sigma . d\varepsilon \tag{2.6}$$

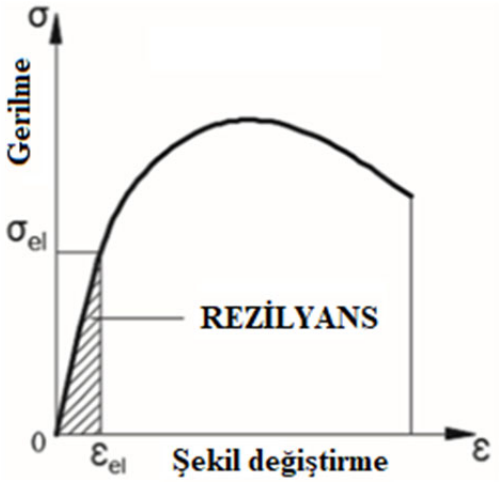
Yüksek tokluk, malzemede aranan önemli bir özelliktir. Sünek malzemeler daha yumuşak ve darbe direnci yüksek iken, gevrek malzemeler daha sert ve aşınmaya karşı dirençlidir. Gevrek malzemeler sünek malzemelere göre daha tokluk değeri daha azdır. Süneklik, malzemenin şekil değiştirmeye eğiliminin bir ölçüsü olarak ifade edilir. Sünek malzemeler kopmadan veya kırılmadan önce hem elastik hem de plastik şekil değişimine maruz kalır. Kırılmadan önce yüksek miktarda enerji depolayarak plastik deformasyona uğrar. Gevrek malzemeler, sünek malzemelere göre zıt bir davranış

sergilemektedir. Çok küçük derecede plastik deformasyon meydana gelmesi sonucu hızlı çatlak ilerlemesi ile malzemenin birden kırılmasına gevrek kırılma denir (Bkz. Şekil 2.16). Yani gevrek malzemeler şekil değiştirmeye eğilimli olmayan malzemelerdir. Bu tip malzemeler, kuvvet etkisi altında az miktarda şekil değişimine maruz kalır ve kırılır.



Şekil 2.16. Gevrek ve sünek malzemelerin kırılma anındaki görünümleri (http-8)

Rezilyans, numunenin elastik deformasyon bölgesindeki şekil değiştirme süresince depoladığı enerji olarak tanımlanır. Rezilyans, $\sigma - \varepsilon$ grafiğinde elastik deformasyon bölgesinin gösterdiği alanın hesaplanması ile bulunur (Bkz. Şekil 2.17). Elastik deformasyon bölgesi sınırı içerisinde numuneye uygulanan yükün etkisi kaybolduğu zaman numune yük uygulanmadan önceki haline döner.



Şekil 2.17. $\sigma - \varepsilon$ grafiğinde rezilyans değerini belirten alan [23]

Tanımlamaları yapılan malzemelere özgü mekanik davranışlar ve özelliklerinin

grafiğini elde etmek için yapılan bazı mekanik testler bulunmaktadır. American Society for Testing and Materials (ASTM) tarafınca belirlenmiş standartları bulunan bu testlerde istenilen parametrelere göre malzemelere çekme (tensile) deneyi, basma (compression) deneyi, eğilme (bending) deneyi ve sertlik (hardness) ve darbe (impact) deneyi uygulanmaktadır.

2.4.1. Çekme (Tensile) deneyi

Çekme deneyi, mühendislik alanında malzemeye ait mekanik özelliklerin eldesi için en uygun yöntemlerden biridir. Çekme deneyi, kemiğin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için en geçerli yöntemlerdendir. Hem kortikal hem de trabeküler kemiğe ait numunelerin test edilmesinde uygulanmaktadır [26]. Çekme deneyi, numunelerin statik yükleme etkisindeki elastik ve plastik davranışlarını saptamak amacıyla yapılmaktadır. Çekme cihazının ana bileşenleri birbirine göre zıt yönde yani aşağı ve yukarı hareket edebilen deney numunesinin tutturulduğu iki çene ve bunlara hareket veya kuvvet sağlayan aynı zamanda bu iki büyüklüğün değerini ölçen ünitelerden meydana gelir (Bkz. Şekil 2.18). Çenelerden birisi sabit hızda hareket ettirilerek deney numunesine farklı büyüklükte çekme kuvveti uygulanır ve çekme kuvveti sonrası oluşan uzama miktarı kaydedilir.

Çekme deneyi, malzemelerin çekme dayanımı, akma dayanımı ve sünekliği ile ilgili bilgi edinmemizi sağlayan tahribatlı bir deney yöntemidir. Kompozit veya plastik bir numuneyi kırmak için gereken kuvveti ve numunenin o kırılma noktasına kadar ne kadar uzadığını veya uzadığını ölçer. Çekme deneyi genellikle ISO 527-4, ISO 527-5, ASTM D 638 gibi standartlara uygun olarak temel gerilme veya düz sandviç gerilme testi şeklindedir. Bu tür testler, çekme modülünü belirlemek için kullanılan gerilme-şekil değiştirme grafiklerinin elde edilmesini sağlar [27].



Şekil 2.18. Çekme testi düzeneği

2.4.2. Basma (Compression) deneyi

Basma deneyi, numunenin boyunda kısalma veya ezilme meydana gelmesi için basma kuvveti uygulanması sonucu mekanik özelliklerin elde edilmesini sağlayan deney yöntemidir. Çekme testine kıyasla sonuçların doğruluğu daha eleştirel olmasına rağmen basma deneyinin de kendine özgü avantajları bulunmaktadır [26]. Basma deneyi için hazırlanan numunelerin çekme deneyindeki kadar özel olma gereksinimi bulunmamaktadır. Bu durum trabeküler kemiklerin analizi için çok avantaj sağlamaktadır. Basma deneyinde uygulanan yükleme, çekme deneyinde uygulanan yüklemeye zıt şekilde etki etmektedir (Bkz. Şekil 2.19). Basma deneyi, çoğunlukla çekme deneyi cihazlarında uygulanır. Basma deneyi genellikle çekme mukavemetleri basma mukavemetlerinden düşük olan gevrek malzemelere uygulanır.

Basma deneyi, malzemenin sıkıştırıldığında nasıl davranış sergileyeceğini gösterir. Sıkıştırma testi, malzemenin ezilme yükleri altındaki davranışını veya tepkisini belirleyebilir ve malzeme hakkında plastik akış davranışını ve sünek kırılma değerlerinin ölçebilmesini sağlar. Basma deneyleri sayesinde, gevrek malzemelerin veya biraz sünek davranış sergileyen malzemelerin elastik ve basınçla kırılma özelliklerinin eldesi için öneme sahiptir. Elastisite modülü, basınç akma noktası, basınç akma dayanımı ve basınç dayanımı gibi değerlere ulaşmak için basma deneyleri de kullanılır.

Bu özellikler, malzemenin kullanılacak bölge için uygun olup olmadığını ve belirli yüklemeler altında dayanıklı olup olmadığı hakkında bilgi vermektedir.



Şekil 2.19. Basma testi deney düzeneği ve şematik gösterimi [28]

2.4.3. Eğilme (Bending) deneyi

Eğilme deneyi, özellikle küçük boyutlarda kemiklere sahip hayvanlarda, çekme ve basma deneylerini gerçekleştirirken karşılaşılan zorluklar sebebiyle uzun kemiklerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan yöntemdir [26]. Eğilme deneyi numunelerin mukavemeti ile ilgili tasarım bilgilerini elde etmek ve numunenin eğilmeye karşı gösterdiği davranışın mekanik özelliklerini belirlemek amacı ile uygulanır. Enine yük taşıyan kiriş gibi elemanlar eğilmeye maruz kalırlar. Kirişin her bir bölümünde eğilme momentleri oluşur. Bunun sebebi eğilme gerilmesi oluşumundan kaynaklanmaktadır. Klasik eğilme eşitliklerinin uygulanabilir olması için malzemenin homojen yapıda ve Hooke Kanunlarına uyum sağlaması gerekmektedir.

Üç noktalı eğilme deneyi, eğilme deneyi yöntemleri içerisinde en yaygın kullanılan çeşididir. Test numunesi uzunlamasına yatay bir pozisyonda destekler üzerine yerleştirilirken, üzerine tam ortasından denk gelecek şekilde kuvvet uygulanır (Bkz. Şekil 2.20). Deney boyunca, F kuvveti arttırılırken, kuvvet etkisi ile malzemede meydana gelen sehim değeri ölçülür. Ölçüm sonucu elde edilen değerler kuvvete karşılık gelen sehim grafiğinin elde edilmesine yardımcı olmaktadır. Mukavemet bilgileri kullanarak, üç noktalı eğilme deneyi için gerekli hesaplamalar elde edilir. Eğilme deneyi sonucunda eğilme momenti (M_e), eğilme gerilmesi (σ_e), elastisite

modülü (E_e) ve sehim miktarı (δ) gibi değerler hesaplanır (http-9).

$$\delta = F.L^3/48\,.E_e.I \tag{2.7}$$

Dikdörtgensel kesit için atalet momenti (I);

$$I = b.h^3/12 \tag{2.8}$$

Burada b genişlik ve h yükseklikliktir. R yarıçapında silindirik kesit için atalet momenti (I),

$$I = \pi.R^4/4 \tag{2.9}$$

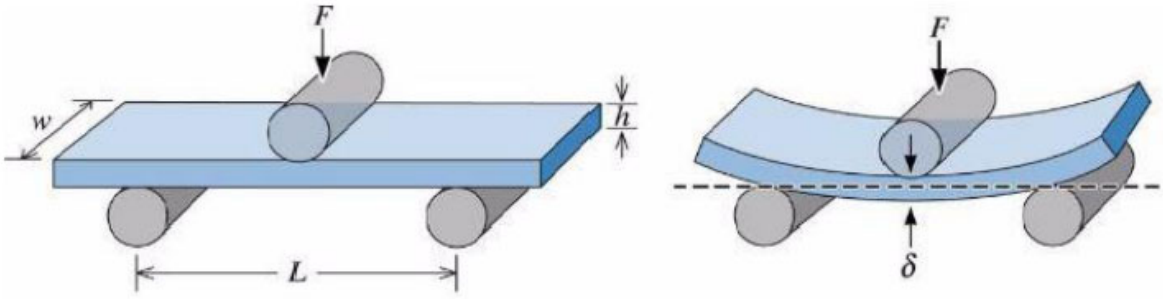
eğilme momenti (M_e),

$$M_e = F.L/4 \tag{2.10}$$

eğilme gerilmesi (σ_e),

$$\sigma_e = M.c/I \tag{2.11}$$

biçiminde verilir.



Şekil 2.20. Üç Nokta eğilme deneyi düzeneği şematik gösterimi (http-9),[29]

2.4.4. Sertlik (Hardness) deneyi

Sertlik deneyi uygulamasının kolay olması ve malzemeye hasar vermemesinden dolayı malzeme üzerinde uygulanan en genel mekanik deney yöntemlerinden biridir.

Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop Mikrosertlik gibi çeşitli yöntemleri bulunmaktadır. Bu ölçüler arsında matematiksel ilişkiler mevcut olup bir değerden diğerine geçiş yapılabilmektedir. Sertlik ölçümleri yapılırken, yöntem ne olursa olsun numune üzerinde birkaç ölçüm yapılıp bunların ortalaması alınmalıdır Ayrıca, bir malzemenin sertliği ile diğer mekanik özellikleri arasında paralel bir ilişki de bulunmaktadır. Dolayısıyla yapılan basit bir sertlik deneyi sonucunda o malzemenin mukavemet değerleri hakkında da fikir edinilebilir. Malzemelerin bu sertlik özelliği malzemelerin dislokasyon hareketine karşı gösterdiği direnç olarak tarif edilir. [30]

2.4.5. Darbe (Impact) deneyi

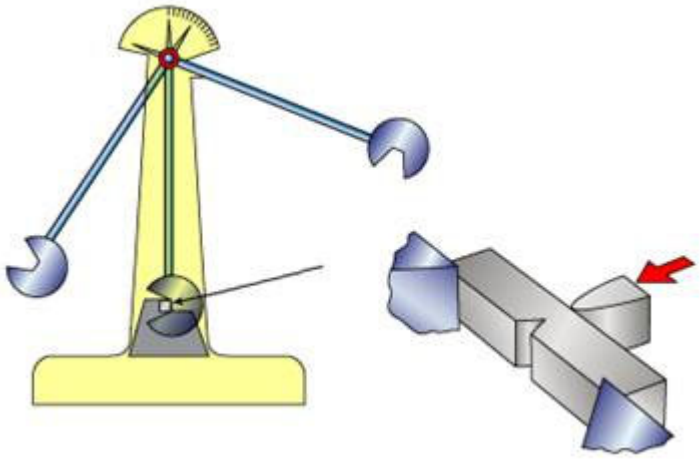
Darbe deneyi, genellikle numunelerin gevrek kırılmaya uygun durumlardaki mekanik özellikleri ile ilgili bilgi elde etmek ve numunenin dinamik zorlama kuvveti altında kırılması için lazım olan enerji miktarının değerlendirilmesi amacıyla yapılmaktadır. Mekanik açıdan darbe, iki veya daha fazla kütlenin çarpıştırılmasıyla kısa bir süre içerisinde uygulanan şok etkisi veya yüksek dereceli bir kuvvettir. Tamamen esnek olmayan bir çarpışma esnasında, gönderilen cismin çarptığı numunede deformasyon gözlenir ve meydana gelen deformasyon yüksek dereceli çarpışma kuvvetinin tamamını veya büyük bölümünü absorbe eder. Enerjinin korunumu ve dönüşümü kanunu ile değerlendirilse, gönderilen cismin kinetik enerjisi, çarptığı numunede meydana getirdiği deformasyonlar sonucunda ses ve ısı enerjisine dönüşür.

Darbe deneyinde üç yöntemde gerçekleştirilebilir. Esas prensipleri aynı olan deney numunesi yatık olarak deney düzeneğine yerleştirilen Charpy Darbe Deneyi ve deney numunesi dikey olarak deney düzeneğine yerleştirilen Izod Darbe Deneyleri bunlardan ikisidir. Üçüncüsü ise düşen ağırlık darbe testidir. Bu deneyde numunenin üzerine belli bir ağırlığa sahip parça serbest düşme yapar ve numunedeki hasar incelenir (Bkz. Şekil 2.21).

2.4.6. Burulma (Torsion) deneyi

Burulma deneyi, çoğunlukla uzun kemiğin tamamının analizi için yapılan bir uygulamadır. Deney uygulama sırasında kemiğin uç bölümleri test cihazının çenelerine sabitlenebilmesi için çimento gibi malzemelere saplanması gerekmektedir [31,32]. Burulma deneyi kemiğin kesme kuvvetleri altındaki davranışını gözlemlemek için

uygulanır [33]. Deney sürecinde kemiğe burulma momenti uygulanır ve kemik üzerinde kesme kuvvetleri etkisi ile oluşur.



Şekil 2.21. Darbe testi deneyi şematik gösterimi (http-10)

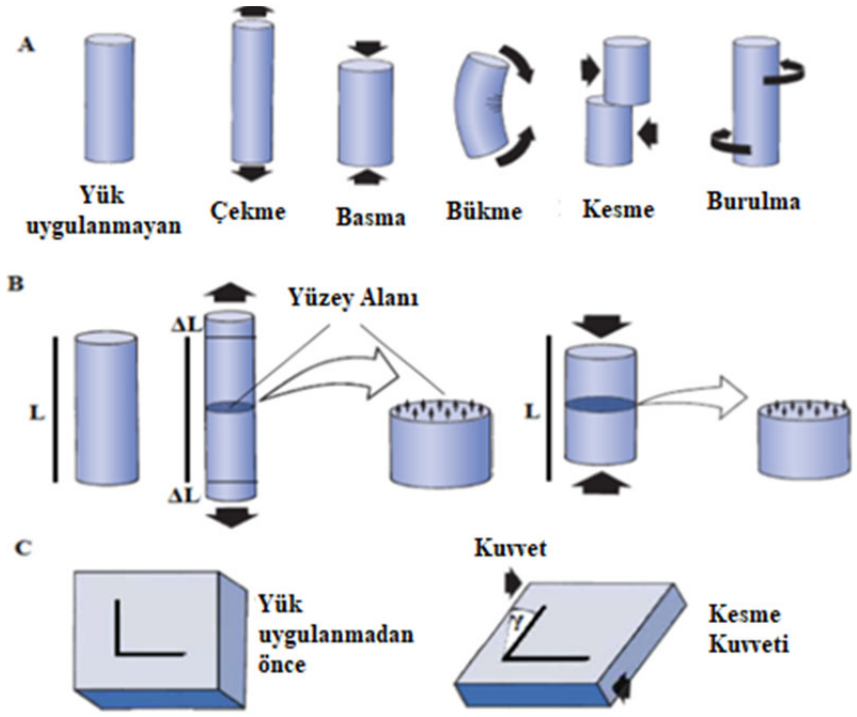
Bazı özel bölgelere ait kemik numunelerinin analizinde bahsedilen bu genel deneyler haricinde mikro testler, tam kesme deneyi, yorulma deneyi gibi bazı özel deneyler de uygulanmaktadır. Ek olarak nadiren kullanılan bazı ultrasonik yöntemler de bulunmaktadır. Ultrasonik yöntem uygulanırken, malzemeye ait yapıların sesi farklı derecelerde yansıtması prensibinden yararlanılarak kemiklere ait bir takım biyomekanik değerler edilebilmektedir [26].

Malzemeler maruz kaldıkları kuvvet veya yük uygulamalarından sonra boyca uzama, boyca kısalama ve açısal olarak deformasyona uğrayabilmektedirler (Bkz. Şekil 2.22).

2.5. Kemik Biyomekaniği

Günlük hayatımızda kemik dokuları, istemli veya istemsiz davranışlar sebebi ile çok çeşitli mekanik etkilere maruz kalmaktadır. Kemik dokularının bu mekanik etkilere karşı davranışı üzerinde gerçekleştirilen bazı testler, kemiklerin ve yumuşak dokuların mekanik özelliklerini tespit etmeye yöneliktir. Kemik dokularının bu mekanik özellikleri kemik dokunun davranışları hakkında bilgi edinmemizi ve kemik dokuların yeteneklerini belirlememize yardımcı olmaktadır. Kemik dokusu ile çalışırken, geometrinin kolayca hesaplanabileceği şekilde düzenli geometrili doku örnekleri

hazırlanır. Yapılacak testin türüne göre numuneler American Society for Testing and Materials (ASTM) ve International Organization for Standardization (ISO) gibi kuruluşlar tarafından belirlenmiş standartlara göre hazırlanmaktadır. Genel anlamda bu testler, kemik dokuları gibi numunelere yapılacak teste göre belirli bir büyüklükte çekme, eğilme ya da basma kuvveti uygulayarak numunede oluşan gerilme, şekil değiştirme, elastiklik modülü gibi değerler elde edilmesini sağlamaktadır. Elde edilen değerlere göre numunelerin mekanik özellikleri hakkında yorum ve analizler yapılabilmektedir.



Şekil 2.22. A) Kuvvetlerin malzeme üzerindeki etkileri **B)** Basma ve çekme yüklemesi etkisi altındaki bir cismin boyunda meydana gelen kısalma ve uzama deformasyonu (ΔL) **C)** Kesme kuvveti altında iken cisimde oluşan açısal deformasyon (γ) [34,35]

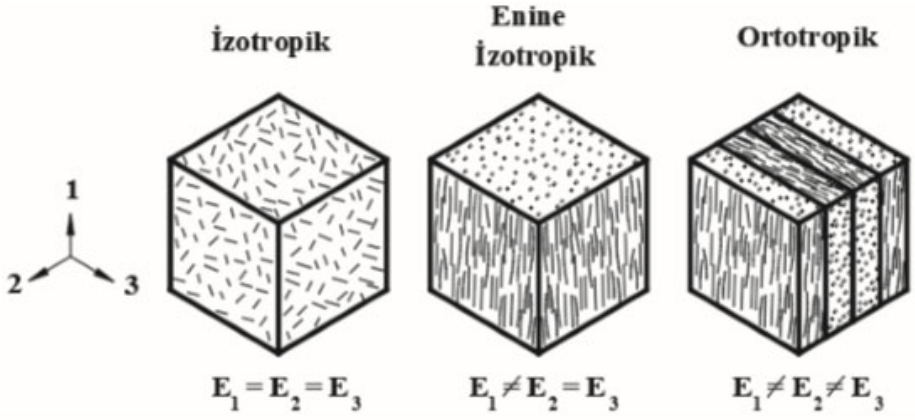
Bir malzemenin mekanik davranışını belirlemek için malzemenin geometrisi ve yapısındaki bileşimini göz önüne almak gerekir. Kemik doku, biyolojik açıdan bağ doku olarak değerlendirilirken mekanik açıdan kompozit bir malzeme olarak ele alınmaktadır. Yapısındaki organik ve inorganik bileşim sayesinde benzersiz mekaniksel özelliği bulunan kemik doku, dışarıdan veya içten kaynaklı kuvvet etkisinde şeklinde ve mekanik özelliklerinde değişiklik yapabilmektedir.

Kemiklerin bileşimi, farklı boyutlarda değişen hiyerarşik bir şekilde organize

olmuş yapıya sahiptir (Bkz. Şekil 2.2). Bileşimi, yapısı ve mekanik özellikleri vücutta bulunan bölgeye göre değişkenlik gösterebilen kemik bileşimi, aynı zamanda kademeli bir malzemedir [30]. Kemiğin bu kompozit malzeme özellikleri nedeni ile oldukça karmaşık bir yapıdadır. Sonuçta bu karmaşık yapıdan dolayı kemik homojen olmayan yapıda ve mekanik özellikleri farklı yönlerde farklı tepkiler gösteren anizotropik bir kompozit malzemedir. Yani kemiğin mekanik davranışı uygulanan kuvvetin hem büyüklüğüne hem doğrultusuna bağlıdır.

Literatürde yapılan bazı çalışmalarda kolaylık olması sebebi ile kemik dokusunun izotropik olarak kabul edilerek analizler yapılmıştır ancak birçok kemik dokusu anizotropik özelliğe sahiptir yani elastisite modülü uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak farklılık gösterir. Özellikle kemiklerin yapısında bulunan kollajen fibrillerin yönelimleri ve dizilimleri çekme kuvvetine karşı dayanımda çok etkili olmaktadır.

Anizotropinin üç türü bulunmaktadır (Bkz. Şekil 2.23). Eğer mineralize olmuş kollejen fibrilleri herhangi bir yöne sahip değil ise (fibröz kemik gibi) doku izotropiktir. Eğer fibriller tek bir tutarlı yöne sahipse doku enine izotropiktir. Fibril yönündeki elastisite modülü diğer eksenlere göre daha büyüktür. Sekonder osteonlardan oluşan kortikal kemik neredeyse enine izotropiktir, bu durumda osteonlar fibrillerdir. Son olarak fibrillerin tabakalı kemik gibi birkaç yönü varsa doku ortotropiktir. Bu durumda, elastik modül üç yönün her biri boyunca farklılıklar göstermektedir. Genel olarak, trabeküler kemikler ortotropik özellik gösterirler. [36,37]



Şekil 2.23. Kemik dokulardaki izotropi ve anizotropi türlerinin yapısı [38]

Geraldes ve Phillips çalışmalarında femur kemiğinin fonksiyonel adaptasyonu üzerine analizler yapmışlardır. Bu çalışmada hem izotropik özellikte yaklaşım hem de ortotropik yaklaşım kullanarak değerlendirmede bulunmuşlardır. Kemiğin genellikle

izotropik özellikte kabul edilerek sonlu eleman modeline uygulandığını, ancak bu yaklaşımın kemiğin mikro yapısının yönelimini tahmin etmede yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Çalışmalarında ortotropik yaklaşımı tüm femur kemiği üzerinde analizi için sonlu eleman modelini uygulamışlardır. Ortotropik yaklaşım, yaygın olarak kullanılan izotropik yaklaşım ile karşılaştırıldığında kemik yoğunluğu dağılımının tahminini daha isabetli duruma getirirken, yapısal olarak en uygun modellerin elde edildiğini göstermişlerdir [39].

Doku anizotropisinin trabeküler kemiğin elastik özellikleri üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahip olduğu varsayılmaktadır. Ancak Kabel vd. yaptıkları çalışmada bununla ilgili deneysel bir veri bulunmadığının altını çizmişlerdir. Ayrıca, bu çalışmada trabeküler kemik dokularının bu tip özelliklere sahip olup olmadıklarını araştırmışlardır. Yirmi dokuz balina kemiği örneklerini bilgisayar destekli mikro mekanik sonlu eleman analizi modellerinden olan etkili izotropik doku modülü kullanılarak çok eksenli sıkıştırmalı mekanik testlerinin benzetimini (simülasyonunu) yapmışlardır. Gelecekteki çalışmalara da çağrıda bulunarak bu şekilde elastik davranışa ilişkin tahminler yapılması durumunda, kullanılacak doku modüllerinin farklı her bir kemik türü için belirli (spesifik) olması gerektiğini gerektiği sonucuna varmışlardır [40].

Çetin ve Sofuoğlu çalışmalarında, protez uygulanmış ve protez uygulanmamış insan kalça eklemini üç boyutlu olarak modellenmişlerdir. Kullanılan modellerde trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protezler için izotropik özellikte kabul edilerek kortikal kemik ise anizotropik kabul edilerek çalışmayı gerçekleştirmişlerdir [41].

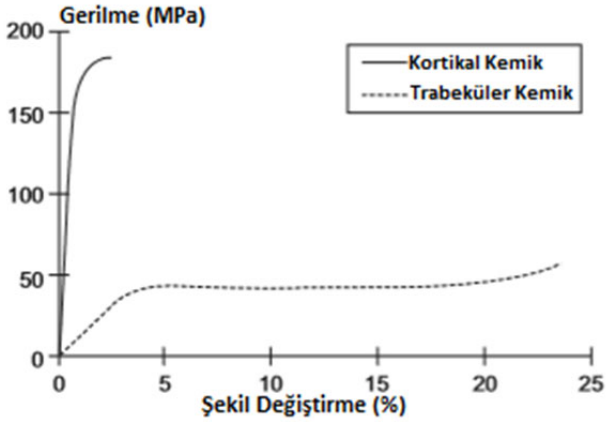
Garcia-Rodriguez ve Martinez-Reina yaptıkları çalışmada tahmin metodu uygulayarak fibröz(woven) kemikleri üç eksende değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda fibröz kemiklerin üç eksendeki elastisite modülünde birbirine çok yakın değerler elde etmişlerdir (Bkz. Tablo 2.1). Böylelikle fibröz kemiklerin hemen hemen izotropik davranış sergilediklerini söylemişlerdir [42]. Solorzano ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kortikal kemiği bazı özel modelleme yöntemleri kullanarak sonlu elemanlar analizine tabi tutmuşlardır. Analiz sonucu x, y ve z eksenine göre elastisite modülü değerleri elde etmişlerdir (Bkz. Tablo 2.1) [43]. Günümüze kadar geliştirilen kemik uyum modellerinde kemik malzeme özelliği izotropik olarak kabul edilmiştir. Yang ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, kemiğin malzeme özellikleri gerçeğe daha yakın olması açısından ortotropik olarak kabul etmişler ve 141 numunenin ortalamasından bulunan ortotropik elastik sabitlerini elde etmişlerdir (Bkz. Tablo 2.1)

[37].

Tablo 2.1. Kemik dokusu türlerinin farklı eksenlerdeki elastisite modülü değerleri

Malzeme	Elastisite Modülü (E_x)	Elastisite Modülü (E_y)	Elastisite Modülü (E_z)
Fibröz Kemik	1.831 GPa	1.964 GPa	1.8605 GPa
Kortikal Kemik	9.7533 GPa	9.7533 GPa	16.2556 GPa
Trabeküler Kemik	1.4198 GPa	0.8984 GPa	0.5242 GPa

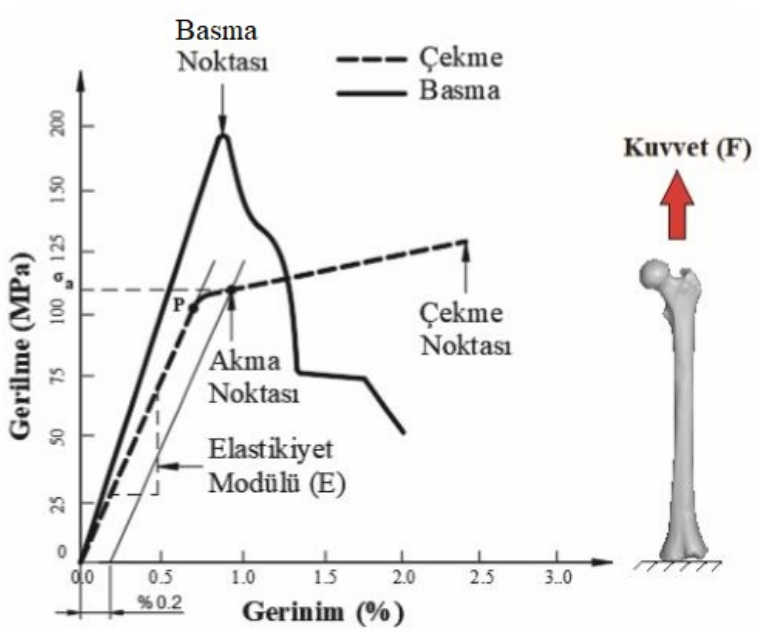
Kemik morfolojik olarak gözlemlendiğinde kortikal ve trabeküler kemik aynı malzemelerden meydana gelmesine rağmen, yapısal özellikleri farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar kemiklerdeki mekanik davranışlarda etkisini gösterir. Kortikal kemiğin sıkı yapısal özelliği trabeküler kemiğe göre daha güçlü ve sert mekanik özellik göstermesini sağlar. Kortikal kemiğin esas unsuru osteonlardır. Osteonlar, kemiğin uzun ekseni doğrultusunda kortikal kemiğe maksimum dayanıklılık kazandırır. Trabeküler kemik dayanımı için genelleme yapmak doğru olmamaktadır. Çünkü her bir trabekülanın kendine özgü dayanımı bulunur. Dolayısıyla bireysel katkıların tamamının bileşkesi ile elde edilen bir dayanım hesaplanır. Kortikal kemik; burulma, eğilme ve basma yüklemeleri altında dayanıklılık sergilerken (Bkz. Şekil 2.24), trabeküler kemik çekme ve kesme yüklemeleri altında daha dirençlidir. Kortikal kemik, trabeküler kemiğin yaklaşık on katı kadar serttir. Buna karşılık trabeküler kemik ise kortikal kemiğin yaklaşık 500 katı kadar sünektir (Bkz. Şekil 2.24).



Şekil 2.24. Kortikal ve trabeküler kemiğe ait gerilme-şekil değiştirme grafiği [35,50]

Porozite (gözeneklilik), kemik biyomekaniğine katkı sağlayan en önemli etkenlerden biridir. Kemik sağlığı yerinde olan kişilerde trabeküler kemiğe ait porozite

derecesi %70–80 civarındadır. Kortikal kemikte ise bu oran çok az olmakla beraber %2–4 aralığındadır. Eğer bireylerde osteoporoz gibi kemik hastalıkları bulunuyorsa kortikal kemiğe ait porozite oranı %10–12'lere kadar yükselebilmektedir. Porozite, kemiğin dayanıklılık ve esneklik katsayısını önemli derecede etkileyen bir faktördür. Çoğunlukla porozitede oluşan az miktarda artışın dayanıklılık ve sertlikte önemli ölçüde alçalmalara sebebiyet vermektedir [44].



Şekil 2.25. Kortikal kemiğe ait basma ve çekme testi uygulamaları sonucu elde edilen gerilme-şekil değiştirme eğrileri [23]

Kemiğe ait biyomekanik özellikler değerlendirilirken dikkate alınması gereken unsurlardan biri de kemik kütlesidir (bone mass). Trabeküler kemiğin kuvvet altındaki tepkisinde kemik kütlesi, mikro mimarisi ve mekanik özellikler etkilidir. Bu faktörlerden birisinde meydana gelen değişim kemiğin kuvvet etkisi altında dayanımını azalmasına sebep olarak kemik bütünlüğünün bozulmasıyla sonuçlanır. Günlük yaşantımızda maruz kalınan yük genellikle eğilme ve sıkıştırma kuvvetlerinin bileşkesi şeklinde meydana gelmektedir [45].

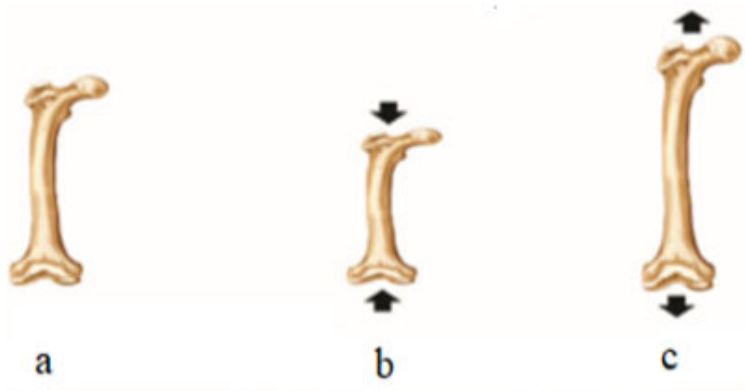
Kemiğin biyomekanik özelliğini etkileyen bir başka unsurda geometrik özelliğidir. Kortikal kemiğin sergilemiş olduğu geometrik özellikleri, kemiğin kırılmaya karşı göstermiş olduğu direnci belirler. Kemiği daha güçlü hale getiren kesit alanının büyük değerde olması aynı zamanda kemiğe dayanıklılık kazandırır. Kortikal kemiğin kesit alanında meydana gelen %25'lik bir daralma, kesme katsayısında %6'lık azalmaya

sebep olmaktadır. Meydana gelen azalma aynı derecede kırılma kuvvetinde de etkisini gösterir [45].

Kemik biyomekanik özelliklerini etkileyen başka kriterler, osteoporoz gibi kemik metabolizmasına ve yoğunluğuna etki eden birtakım iskelet sistemi hastalıkları, cinsiyet ve yaşa bağlı durumlardır. Kemik kütlesi, geometrisi ve kemiğin materyal özellikleri yaşa bağlı olarak değişim göstermektedir. Yaşa bağlı olarak kemik erimesi (degradasyon) kemik kütlesi ve mimarisini yüksek derecede olumsuz etkiler. Kemik kütlesi, maksimum dereceye eriştikten sonra hem kadınlarda hem de erkeklerde, özellikle kadında menopoz öncesi dönemde (premenopozal) kemik erimesi sebebiyle yaşla birlikte kemik kütlesi düşmektedir [46-48].

Biyomekanik testler bir kemiğin nasıl kırılabildiği, çeşitli patolojik durumlarda; kemikte ne tür yapısal değişikliklerin kırılmayı kolaylaştırdığı, hangi tedavilerin ne tarzda ve kombinasyonda uygulanması gerektiği konularında bilgi verir [49]. Yani biyomekanik testlerde esas olarak kemiğin kırılganlığı, dayanımı değerlendirilir. Bu kırılganlık ve dayanımı değerlendirmek için bir önceki bölümde bahsedilen mekanik testler kemiklere uygulanır.

Çekme ve basma testi kemiğin uzun eksenine paralel olarak uygulanır. Basma deneyinde kemik kırılıncaya kadar boyunda kısalma meydana gelir ve aynı zamanda çapında genişleme olur. Çekme deneyinde ise basma deneyinde meydana gelen deformasyonların tam tersi oluşur. Boyunda uzama ve çapında daralma meydana gelir (Bkz. Şekil 2.26) [21].



Şekil 2.26. a) Kuvvet/yük uygulanmamış kemik **b)** Basma testi deneyi sonrası kemik **c)** Çekme testi uygulandıktan sonra kemik [50]

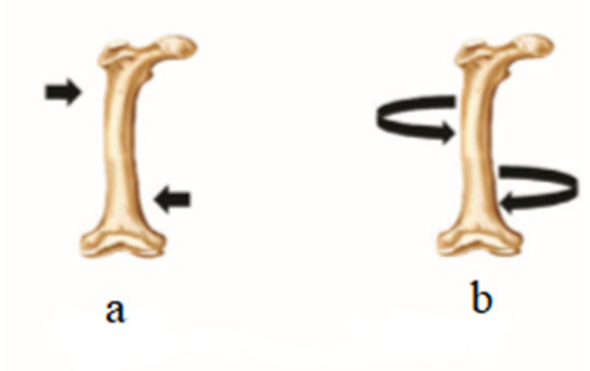
Uzun kemiklerin yapısındaki eğimden dolayı eksenel ve eğilme kuvvetlerine maruz kalır. Bu nedenle uzun kemikler üzerinde yapılan testlerde eğilme yüklenmesi yaygın

olarak tercih edilir. Bu yüklenme testi deneyinde, deney düzeneği farklı şekillerde uygulansa dahi kemiğe yük binen bölgesinde basma kuvvetleri meydana gelirken karşı tarafta çekme kuvvetleri oluşur (Bkz. Şekil 2.27) [21].



Şekil 2.27. Eğilme deneyi uygulanmış bir kemikteki davranış [50]

Kemikler üzerindeki burulma yüklemesi testinde, silindirik biçimdeki uzun kemik veya kemik bölümü iki ucundan birbirine ters yönde döndürülerek uygulanır. Bu uygulamada kemik üzerinde kesme (shear) kuvvetleri oluşumuna sebep olur (Bkz. Şekil 2.28) [21].



Şekil 2.28. a) Kesme **b)** Burulma testi uygulaması [50]

Malzemeler üzerinde birçok eğilme deneyi yapılarak optimum deney sonuçları elde edilmeye çalışılmıştır. Jin vd., üç noktalı ve dört noktalı eğilme deneyleri ve çift eksenli eğilme deneyi kullanarak yeni dental seramiklerin üç eğilme mukavemeti arasındaki ilişkileri üzerine çalışmışlardır. Tüm seramiklerin çift eksenli eğilme mukavemeti ve üç nokta eğilme mukavemetinin, dört noktalı eğilme mukavemetinden önemli ölçüde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir [51].

Başka bir çalışmada Chung vd. reçine içerikli diş kompozitlerinin eğilme mukavemetini değerlendirmek için kullanılan iki test yöntemini kıyaslayan bir çalışma yapmışlardır. Üç noktalı eğilme deneyi ve çift eksenli eğilme deneyinin karşılaştırmasını yapmışlardır. Verileri ANOVA ve t-testi yöntemleri kullanarak analizini gerçekleştirmişlerdir. Deney sonuçlarından hemen hemen aynı sonuçları elde etmişlerdir. Çift eksenli test, küçük numuneleri kullanma konusunda avantaja sahipse de, bu test yönteminin tekrarlanabilirlik açısından yetersiz olması ISO üç noktalı eğilme deneyine kıyasla daha güvenilir bir test yöntemi önermesini desteklemez nitelikte olduğunu bildirmişlerdir [52].

Doz ve Riera gerilme yoğunluğu kriterinin deneysel olarak belirlenmesi için sıklıkla tercih edilen üç noktalı eğilme deneyi kullanmışlardır. Deneyde desteklerdeki sürtünmenin gerilme değerine etkisini araştırmışlardır. Sürtünme katsayısının 0,2'yi geçtiği değerler için sürtünmenin dikkate alınmadığını ve elde edilen değerlerdeki hata oranının %15'i aştığını belirtmişlerdir [53].

Üç noktalı eğilme deneyi, küçük hayvanlarda kemik dokusunun biyomekanik özelliklerini ve kemik iyileşmesini değerlendirmek için kullanılan en yaygın mekanik testler arasındadır. Çalışmada, yük uygulaması ve farklı açıklık konfigürasyonu sırasında sıçan tibialarının proksimal metafizindeki kemik kusuru pozisyonunun üç nokta eğilme deneyi sonuçları üzerindeki etkisini belirlemektir. Kemik numuneleri hem deneysel hem de sonlu elemanlar analizi uygulaması ile sonuçlara ulaşmışlardır. Elde edilen sonuçları ANOVA ve Tukey testi ile istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. Sonuç olarak kemik kusur açıklığının ve iyileşmesinin, deformasyon bölgesini, gerilme dağılımını ve kuvvete karşı yer değiştirme ilişkisini büyük oranda etkilediğini göstermişlerdir [54].

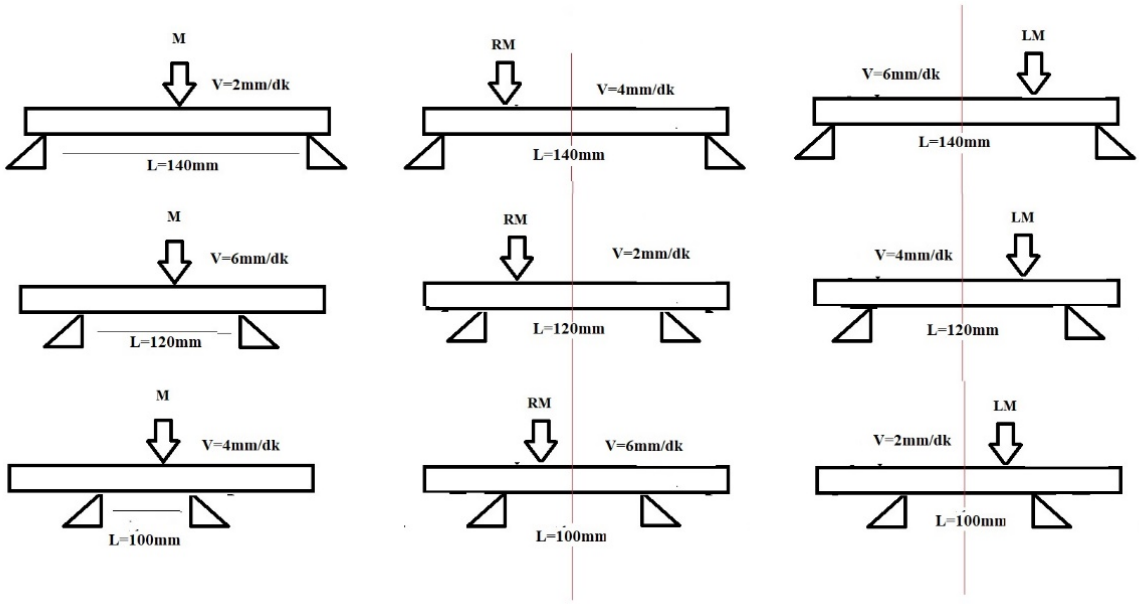
3. MATERYAL VE METOT

Deneyler elektromekanik universal çekme basma test cihazının BMT-100E modelinde kasaptan temin edilen koyun femur kemik numuneleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Deney düzeneği, eğilme deneyinin kontrolünü sağlayan yazılımın bulunduğu bilgisayar, kemik numuneleri, eğilme deneyi çenelerinin monte edildiği cihazdan oluşmaktadır (Bkz. Şekil 3.1). Kemik eğilme deneyi işlemlerinde, kasaptan temin edilen koyun kemiğinin tam ortadaki diyafiz kısmı ve epifiz kısmına yakın bölgelerdeki diyafiz bölgelerine kuvvet uygulanmıştır. Koyun kemiği ile yapılan deneyler kortikal yapıya sahiptir ve bu kemik numuneleri ile eğilme deneyi işlemlerinde daha gerçekçi sonuçların elde edilmesi beklenmektedir.



Şekil 3.1. Deney düzeneğinin hazırlanması

Birbiri ile özdeş seçilmeye özen gösterilmiş aynı yaşlarda ve aynı türde 9 adet gerçek koyun femur kemiği üzerinde eğilme deneyi yapılmak için deney düzeneği hazırlanmıştır. Deneyler, T.C. İzmir Bakırçay Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Kemik numunesinin boy ve çap ölçüleri, destekler arası mesafe ve çene ilerleme hızı değerleri yazılıma veri girişi yapılarak gerilme-şekil değiştirme grafiği elde edilmiştir. Yazılım deney sonucunda gerilme-şekil değiştirme grafiğini çıkarmaktadır ve maksimum kuvvet, maksimum gerilme, akma noktası ve elastisite modülü değerlerini sayısal olarak bize sunmaktadır.



Şekil 3.2. Deney prosedürlerinin planlamasının şematik gösterimi

Deneyler, üç noktalı eğilme metodu (three point bending method) ile gerçekleştirilmiştir. Çene ilerleme hızı (V) (mm/dk), destekler arası mesafe (L) (mm) ve kuvvet uygulama noktasının (P) elastisite modülü (E) üzerindeki etkileri incelenmiştir. Eğilme deneyinden elde edilen sonuçların yorumlanmasında en uygun verilere ulaşmak için Taguchi metodu kullanılmıştır. Eğilme deneylerinde, belirlenen parametreler ile elde edilen elastisite modülü değerlerinin dikey dizin yerleşimine göre, yüksek elastisite modülünün kemiğe dayanıklılık vermesi nedeniyle "en büyük en iyi" fonksiyonu kullanılmıştır.

Çene ilerleme hızı, destekler arası mesafe ve kuvvet uygulama noktası gibi parametreleri incelemek için gerçek koyun femur kemikleri eğilme deneylerinde kullanılmıştır. Eğilme deneylerinde kullanılan çene ilerleme hızı parametrelerinin

seviyeleri için 2; 4; ve 6 mm/dk., destekler arası mesafe 100; 120 ve 140 mm ve kuvvet uygulama noktaları ise M (Middle, tam ortadan (M), RM (Right Middle, femurun dize yakın diyafiz kısmı) ve LM (Left Middle, femurun kalçaya yakın diyafiz kısmı) olarak seçilmiş ve eğilme deneyleri gerçekleştirilmiştir. Tablo 3.1'de süreç parametreleri ve seviyeleri verilmiştir. Kullanılan üç farklı parametre ve her bir parametre için üç seviye ile L9 standart ortogonal dizine göre (3 seviye ile 3 faktör) deney tasarımı yapılmıştır.

Tablo 3.1. Eğilme parametreleri ve seviyeleri (3 seviye ile 3 faktör)

No	**Parametreler**	**Birim**	**Seviyeler**		
			1	2	3
1	Çene İlerleme Hızı (V)	(mm/dk)	2	4	6
2	Destekler Arası Mesafe (L)	(mm)	140	120	100
3	Kuvvet Uygulama Noktası (P)	-	M	RM	LM

Eğilme deneylerinde, kemikten elde edilen elastisite modülü değerlerine göre, elastisite modülüne en çok etki eden parametreyi elde etmek için, en büyük en iyi kalite (larger is better) karakteristiği kullanılarak üç parametrenin Sinyal/Gürültü (*S*/*N*) oranları ölçüm değeri için hesaplanmıştır. *S*/*N* oranı Denklem (3.1)'de gösterilen formülle hesaplanmıştır. Formülde, Y_i^2 değeri ölçüm sonuçlarının toplamının karesini, n ise toplam ölçüm sayısını ifade etmektedir. Elde edilen *S*/*N* oranlarından en yüksek olan daima en küçük hata ve en iyi kaliteyi ifade eder. Dolayısıyla en yüksek *S*/*N* oranına sahip seviye her bir parametre için en iyi seviyenin belirlenmesini sağlar.

$$S/N = -10\log\left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} 1/Y_i^2\right) \tag{3.1}$$

Denklem (3.1) kullanılarak üç parametrenin S/N oranları Şekil 4.1'de görüldüğü gibi elastisite modülü değerleri için hesaplanmıştır. S/N oranları Denklem (3.1)'de gösterilen formülle Minitab Release 16 programında hesaplanmıştır. Şekillerdeki S/N eğrileri ve elastisite modülü; çene ilerleme hızı, destekler arası mesafe ve kuvvet uygulama noktası parametreleri için ortogonal dizinine bağlı olarak elde edilen elastisite modülü değerlerinin aritmetik ortalamasının fonksiyonu olarak çizdirilmiştir.

Tablo 3.2. Deneysel parametreler için belirlenen değerler

Numune No	**Çene Hızı (*V*) (mm/dk)**	**Destekler Arası Mesafe (*L*) (mm)**	**Kuvvet Uygulama Noktası (*P*)**
1	2	140	M
2	2	120	RM
3	2	100	LM
4	4	140	RM
5	4	120	LM
6	4	100	M
7	6	140	LM
8	6	120	M
9	6	100	RM

Deneye başlamadan önce temin edilen numunelerin boyutları ve çapları ölçülmüştür. Kaydırılarak ayarlanabilen alt çenedeki mesnet aralığı belirlenen değere göre ayarlanmıştır. Numune mesnetler üzerinde en uygun şekilde ortalanmış biçimde yerleştirilmiştir. Çekme-basma test cihazının üst tarafına monte edilen üst çene kontrol ünitesi aracılığı ile aşağı doğru indirilerek kemik numunesi ile hafif temas etmiş duruma gelmesi sağlanmıştır. Deney uygulanmaya başlatılır ve kemik numunesi kırılıncaya ya da çatlayıncaya yani deforme oluncaya kadar cihaz tarafından kuvvet uygulanmıştır. Bilgisayarda bulunan yazılım sayesinde elastisite modülü değerlerine ulaşılmıştır.

9 adet koyun femur kemikleri, deney düzeneğine planlanan deney prosedürüne göre hız, destekler arası mesafe ve kuvvet uygulama noktası eğilme deneyi düzeneğine yerleştirilmiştir (Bkz. Şekil 3.3).

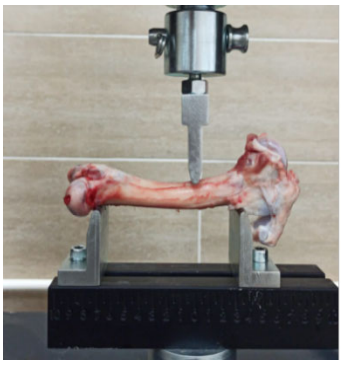
Kasaptan temin edilen koyun femur kemikleri (koyunlar bu işlem için kurban edilmemiştir) eğilme deneyi uygulanması için deney düzeneğine yerleştirilmiştir. Deney düzeneğinin kontrolünü sağlayan yazılıma belirlenen parametrelerin değerleri her deney öncesi düzenlenmiştir (Bkz. Şekil 3.2). Uygulanan eğilme deneyi sonucu femur kemiklerinde gerçekleşen deformasyon tipleri kırıklar ve çatlaklar şeklinde olmuştur (Bkz. Şekil 3.4).



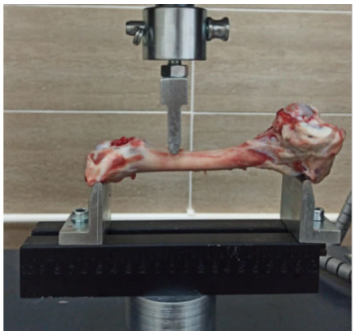
Numune 1



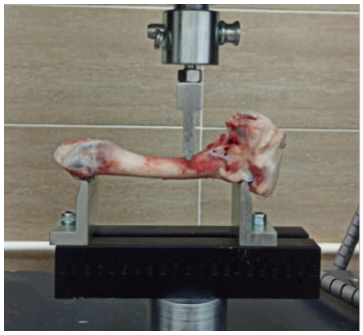
Numune 2



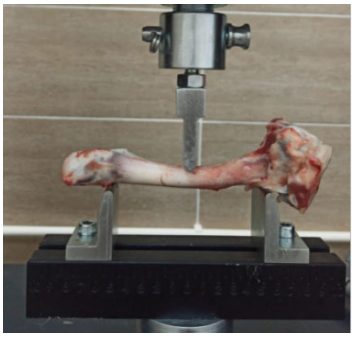
Numune 3



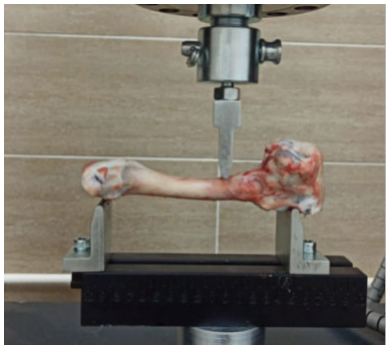
Numune 4



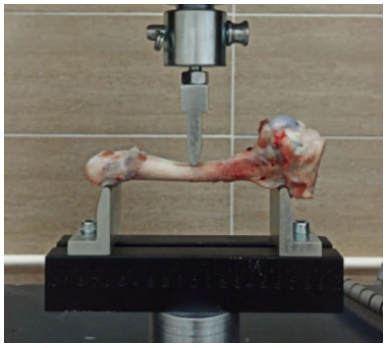
Numune 5



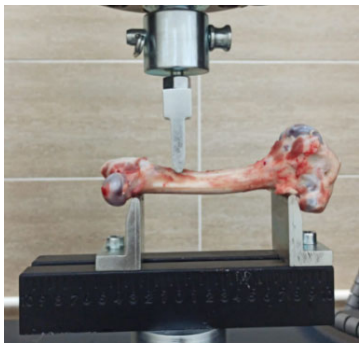
Numune 6



Numune 7

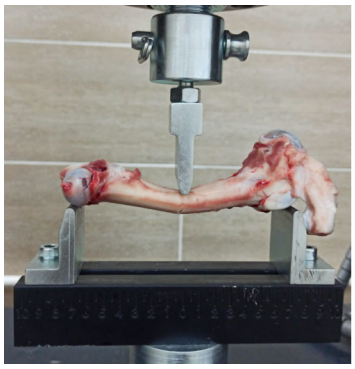
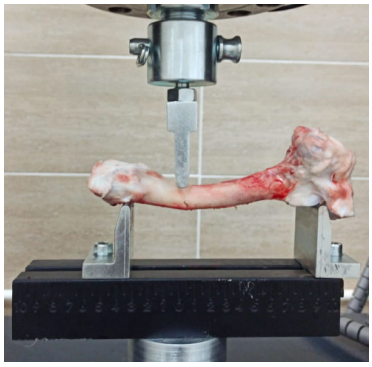
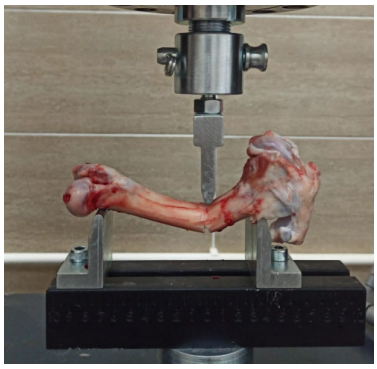
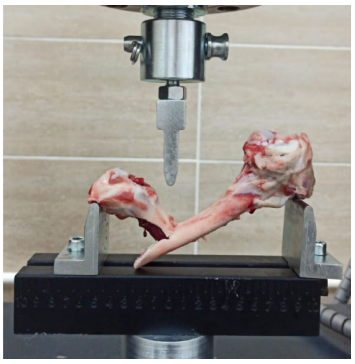
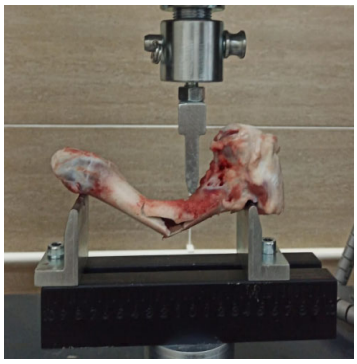
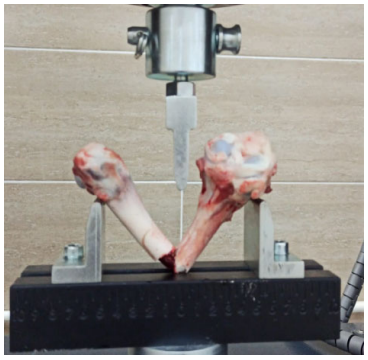
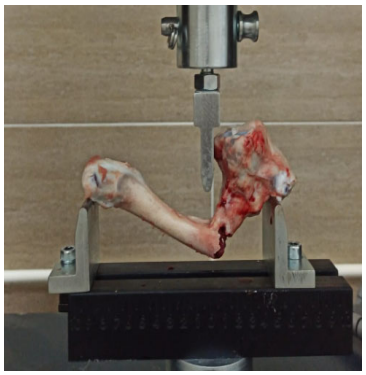
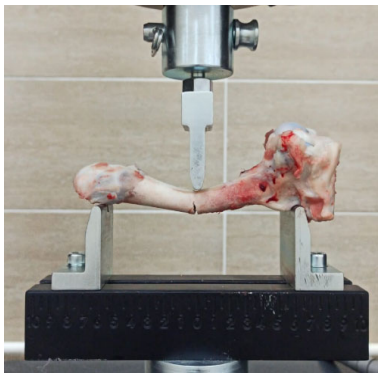
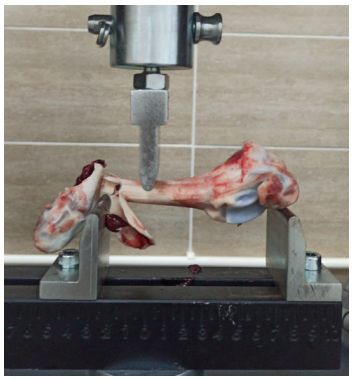


Numune 8



Numune 9

Şekil 3.3. Kuvvet uygulanmadan önce deneyde kullanılan kemik numuneleri ve deney düzeneğine parametrelere uygun şekilde yerleştirilmesi

Deney No 1	Deney No 2	Deney No 3
		
V=2mm/dk L=140mm P=M	V=2mm/dk L=120mm P=RM	V=2mm/dk L=100mm P=LM
Deney No 4	**Deney No 5**	**Deney No 6**
		
V=4mm/dk L=140mm P=RM	V=4mm/dk L=120mm P=LM	V=4mm/dk L=100mm P=M
Deney No 7	**Deney No 8**	**Deney No 9**
		
V=6mm/dk L=140mm P=LM	V=6mm/dk L=120mm P=M	V=6mm/dk L=100mm P=RM

Şekil 3.4. Belirlenen parametreler altında yapılan deney sonrası

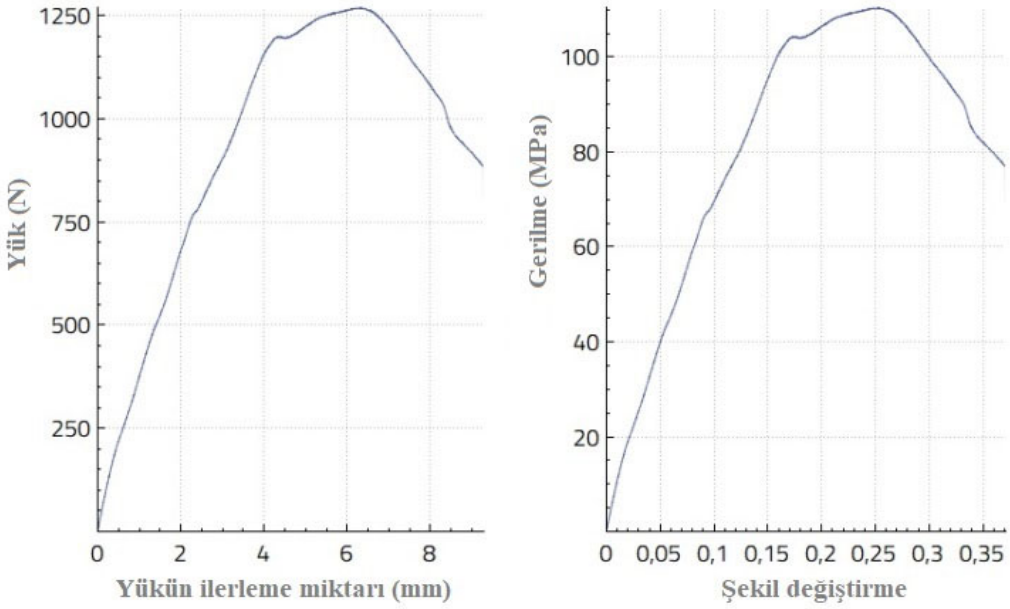
4. DEĞERLENDİRME

Bu tez çalışmasında yapılan eğilme deneyi sonucu elde edilen değerler hem deneysel hem istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4.1. Deneysel Değerlendirme

Dokuz adet kemik numunesi üzerinde yapılan üç noktalı eğilme deneyi sonrası elastisite modülü değerleri grafiksel ve nümerik olarak elde edilmiştir.

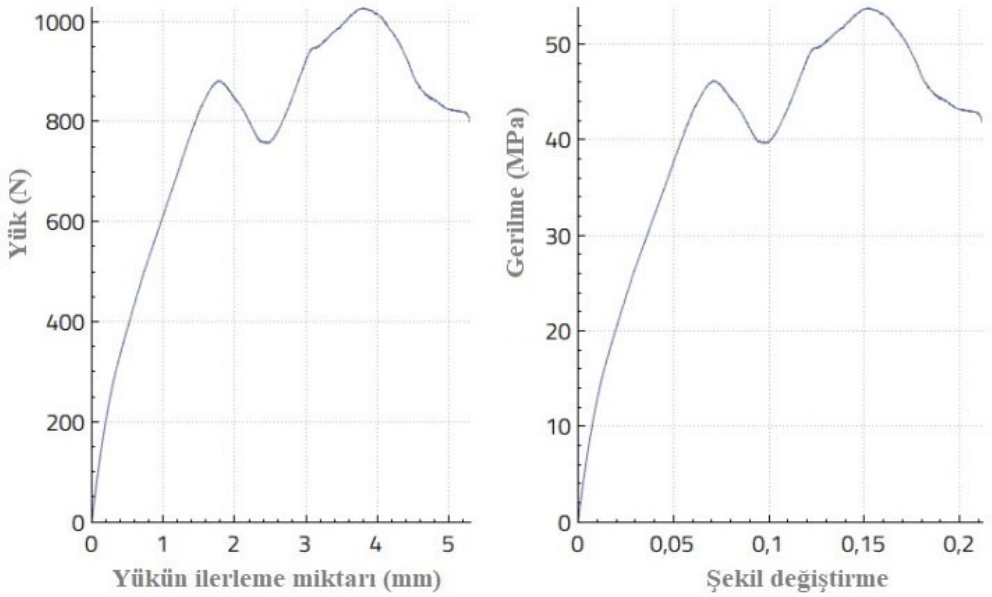
Numune 1 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 2mm/dk, destekler arası mesafe (L) 140mm ve kuvvet uygulama noktası M olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,67GPa olarak elde edilmiştir. (Bkz. Şekil 4.1)



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1260,40 N	110,49 MPa	0,67 GPa	278,80 s

Şekil 4.1. Numune 1'e ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

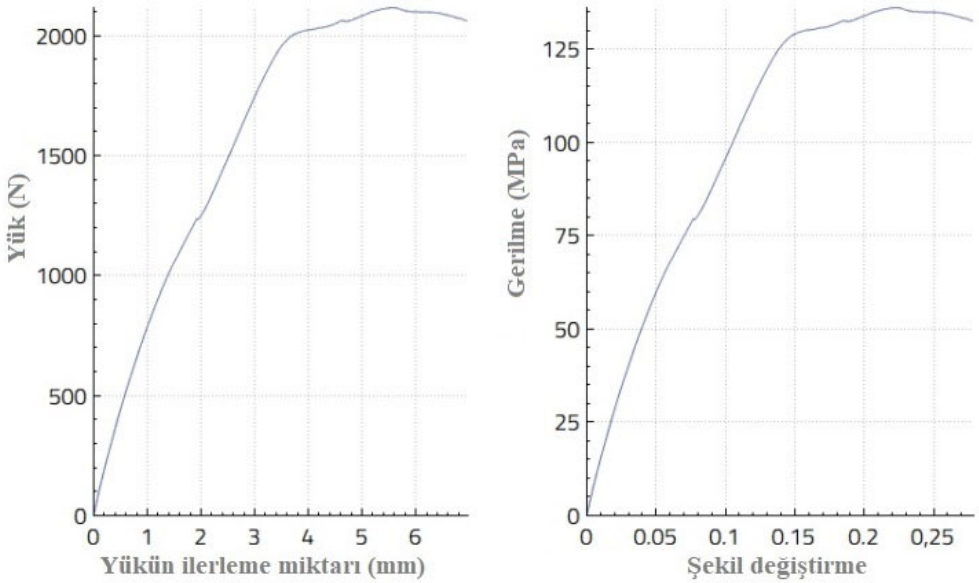
Numune 2 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 2mm/dk, destekler arası mesafe (L) 120mm ve kuvvet uygulama noktası RM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,71GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.2).



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1027,64 N	53,84 MPa	0,71 GPa	159,42 s

Şekil 4.2. Numune 2'ye ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

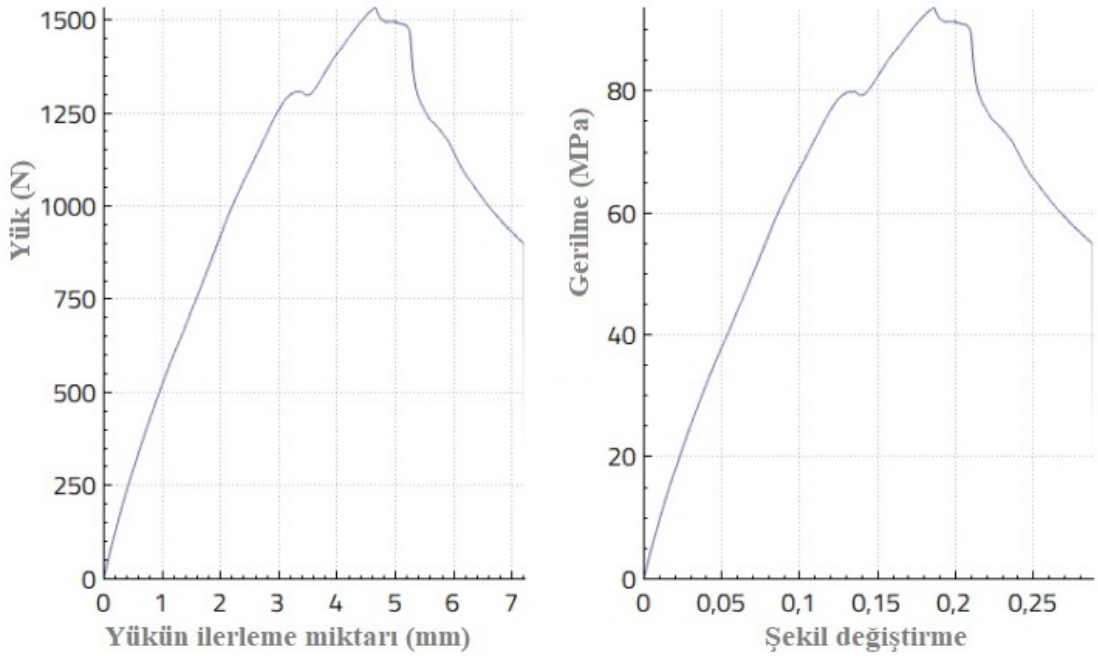
Numune 3 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 2mm/dk, destekler arası mesafe (L) 100mm ve kuvvet uygulama noktası LM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,91GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.3).



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
2116,37 N	136,06 MPa	0,91 GPa	104,90 s

Şekil 4.3. Numune 3'e ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

Numune 4 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 4mm/dk, destekler arası mesafe (L) 140mm ve kuvvet uygulama noktası RM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,64GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.4).

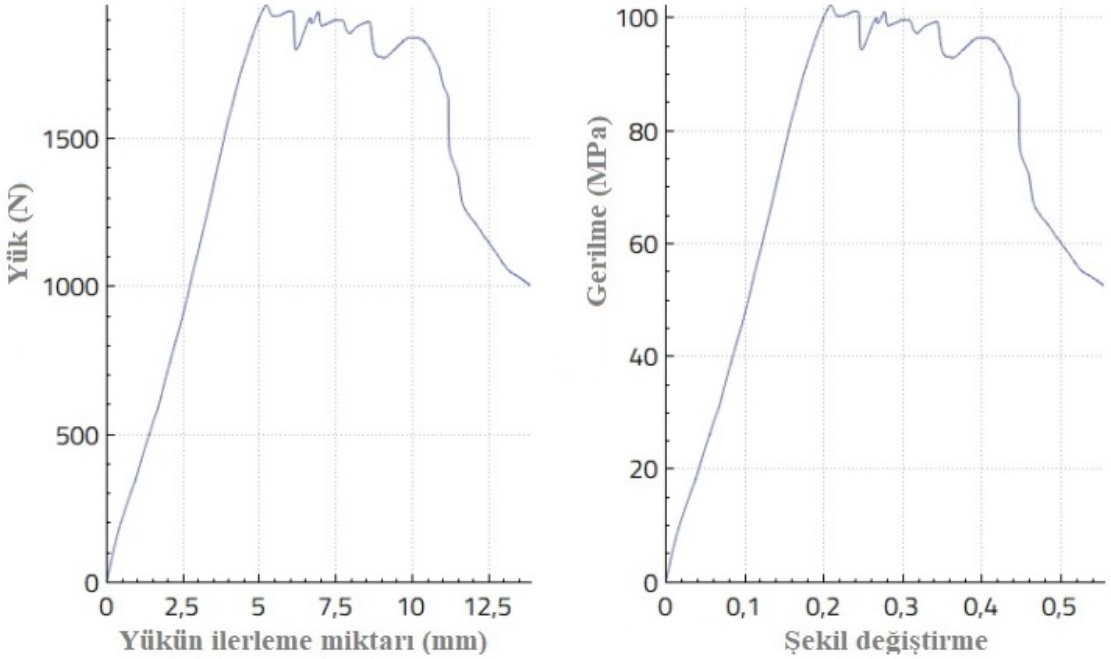


Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1531,39 N	93,61 MPa	0,64 GPa	108,50 s

Şekil 4.4. Numune 4'e ait kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

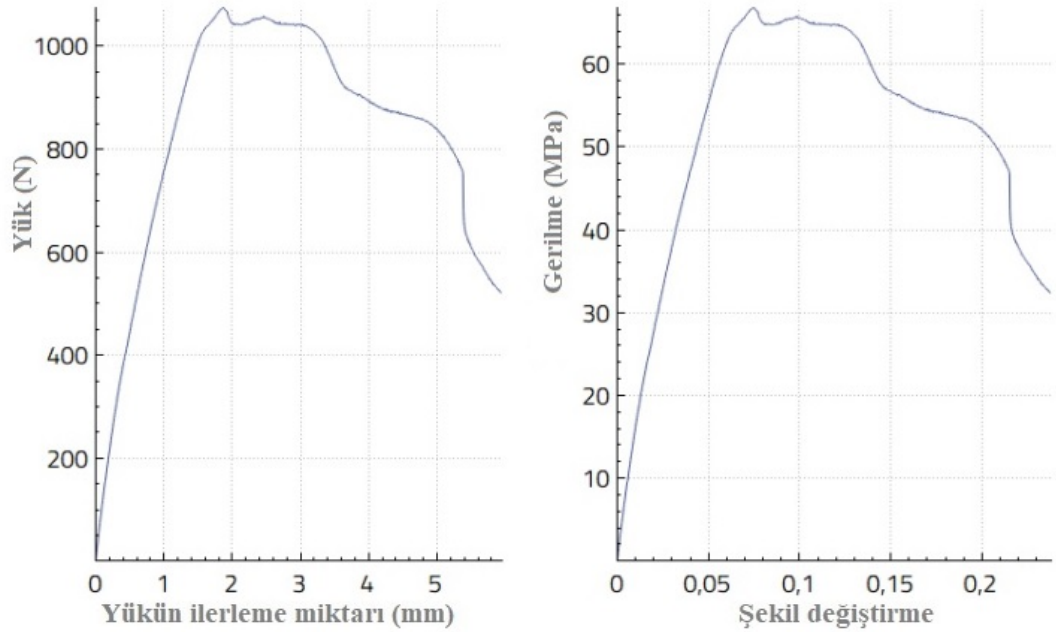
Numune 5 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 4mm/dk, destekler arası mesafe (L) 120mm ve kuvvet uygulama noktası LM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,48GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.5).

Numune 6 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 4mm/dk, destekler arası mesafe (L) 100mm ve kuvvet uygulama noktası M olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 1,15GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.6).



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1950,01 N	102,17 MPa	0,48 GPa	208,60 s

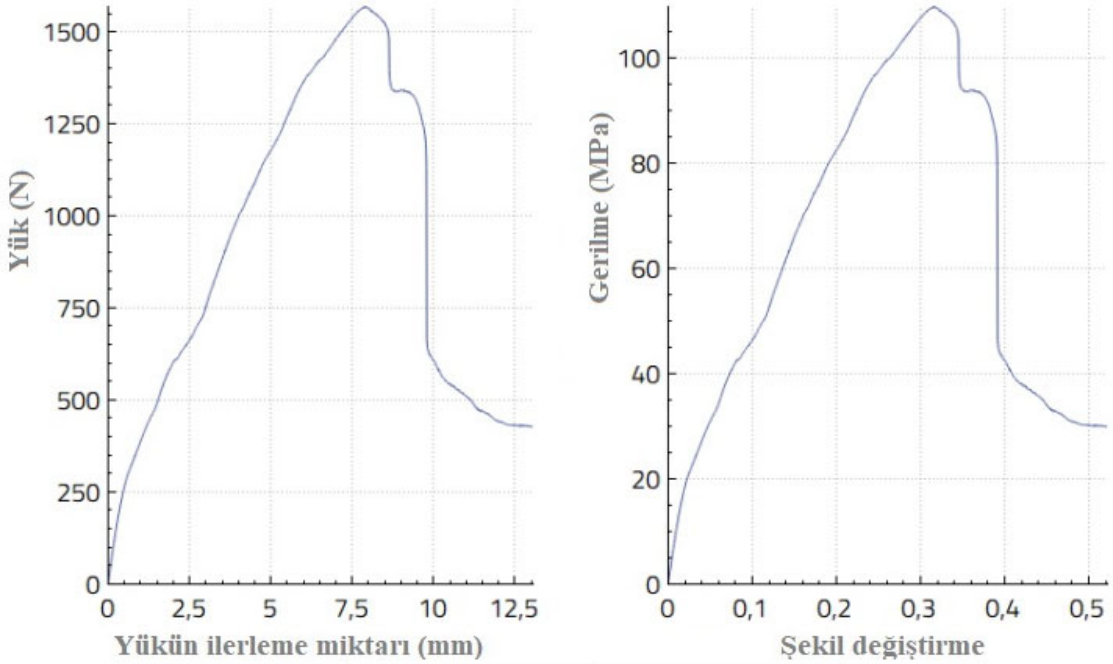
Şekil 4.5 Numune 5'e kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1074,73 N	66,82 MPa	1,15 GPa	89,63 s

Şekil 4.6 Numune 6'ya kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

Numune 7 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 6mm/dk, destekler arası mesafe (L) 140mm ve kuvvet uygulama noktası LM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,34GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.7).

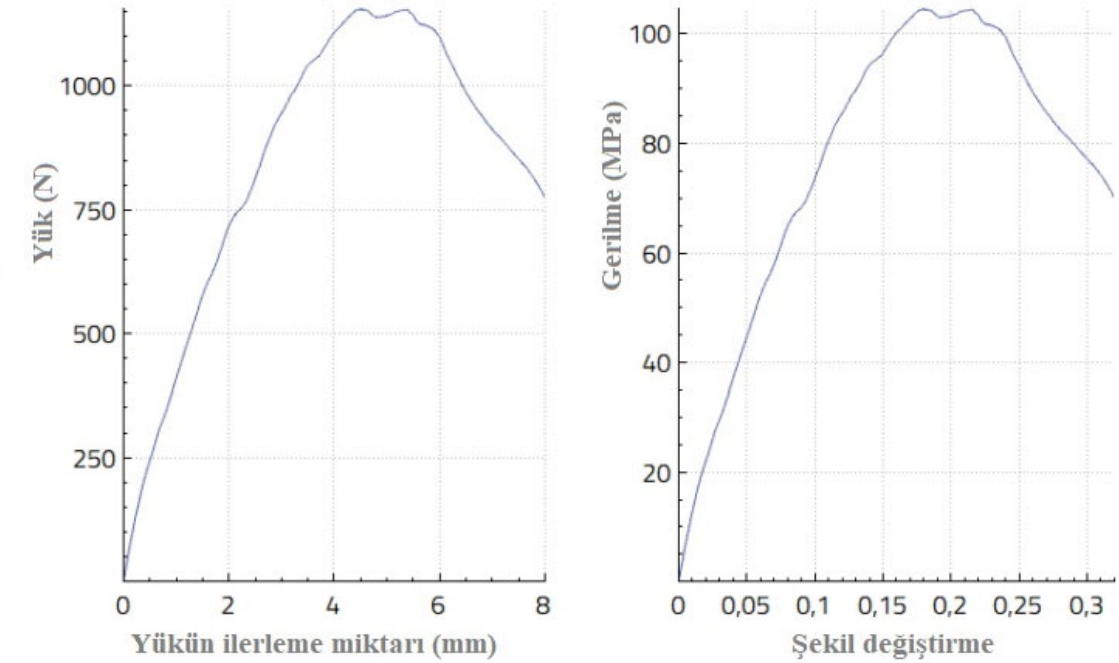


Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1568,00 N	109,86 MPa	0,34 GPa	130,92 s

Şekil 4.7. Numune 7'ye Kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

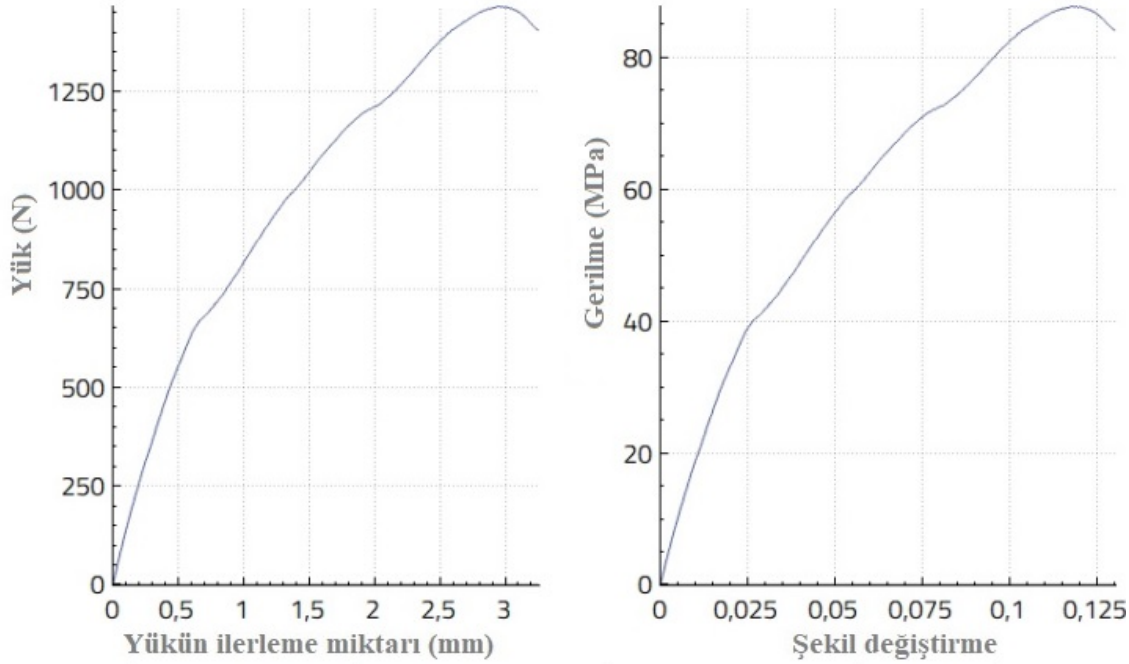
Numune 8 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 6mm/dk, destekler arası mesafe (L) 120mm ve kuvvet uygulama noktası M olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 0,75GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.8).

Numune 9 üzerinde çene ilerleme hızı (V) 6mm/dk, destekler arası mesafe (L) 100mm ve kuvvet uygulama noktası RM olacak şekilde gerçekleştirilen deney sonucunda elastisite modülü (E) 1,08GPa olarak elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.9).



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1155,58 N	104,63 MPa	0,75 GPa	80,32 s

Şekil 4.8. Numune 8'e kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler



Maksimum Yük	Maksimum Gerilme	Elastisite Modülü	Süre
1465,04 N	87,75 MPa	1,08 GPa	32,92 s

Şekil 4.9. Numune 9'a kuvvet uygulamasından sonra elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği ve nümerik değerler

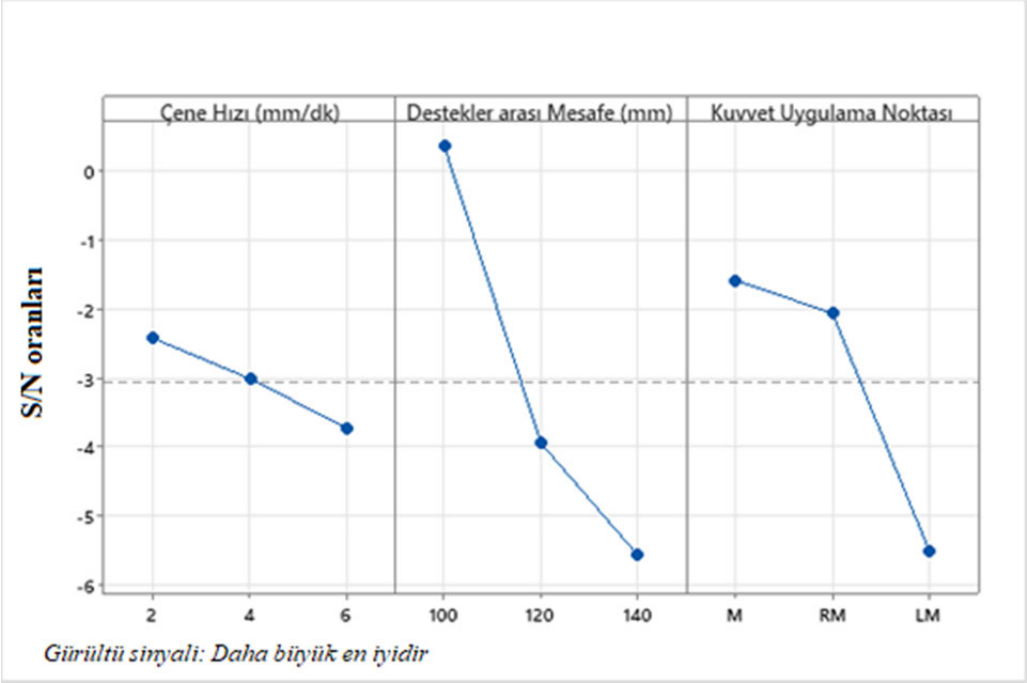
4.2. İstatiksel Değerlendirme

Yapılan deneyler sonucu elde edilen elastisite modülü değerleri nümerik olarak Tablo 4.1' e işlenmiştir. Daha sonra bu değerler Taguchi metodu ve ANOVA analizi için Minitab programına aktarılmıştır.

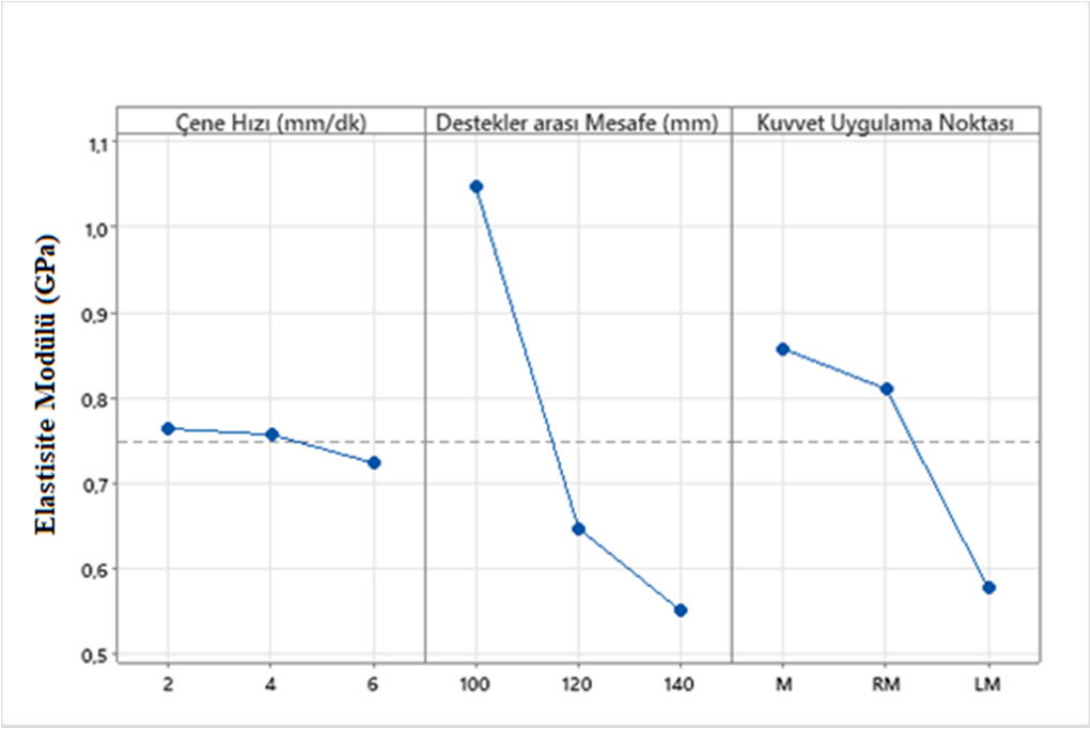
Tablo 4.1 Deneyler sonucu elde edilen elastisite modülü değerleri

Çene Hızı (mm/dk)	Destekler Arası Mesafe (mm)	Kuvvet Uygulama Noktası (mm)	Elastisite Modülü (GPa)
2	140	M	0,67
2	120	RM	0,71
2	100	LM	0,91
4	140	RM	0,64
4	120	LM	0,48
4	100	M	1,15
6	140	LM	0,34
6	120	M	0,75
6	100	RM	1,08

Tablo 4.1'in Minitab programına aktarılarak Taguchi metodu uygulamasından sonra S/N grafiği ve her bir parametrenin elastisite modülüne etkilerini görmek için ortalama değer grafiği elde edilmiştir (Bkz. Şekil 4.10, Şekil 4.11).



Şekil 4.10. Elde edilen S/N oranları



Şekil 4.11. Belirlenen parametrelerin elastisite modülü değerine etkileri

Elastisite modülü üzerinde en etkili parametreleri belirlemek amacıyla istatiksel varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilmiştir (Bkz. Tablo 4.2). Yapılan ölçümler neticesinde elde edilen veriler, Minitab programı kullanılarak analiz edilmiştir. Tablo 4.2'de *P* değeri, parametrelerin ölçüm değeri üzerine yüzdelik olarak etkisini göstermektedir. Parametrelerin ölçülen elastisite modülü üzerine etkisi; %74,8839 ile destekler arası mesafe, %24,3039 ile kuvvet uygulama noktası ve %0,0496 ile çene ilerleme hızıdır.

Tablo 4.2. Elastisite modülüne etkisi araştırılan parametreler için ANOVA sonuçları

Seviyeler	**SD**	**KT**	**Varyans**	***F* oranı**	***P* oranı**	***P* Değeri(%)**
Çene İlerleme Hızı (mm/dk)	2	0,002756	0,001378	1,57	0,389	0,4960
Destekler Arası Mesafe(mm)	2	0,416022	0,208011	236,97	0,004	74,8839
Kuvvet Uygulama Noktası	2	0,135022	0,067511	76,91	0,013	24,3039
Hata, *e*	2	0,001756	0,000878			0,31608
Toplam	8	0,555556				100,000

5. SONUÇ

Tez çalışmasında literatürdeki fibröz, kortikal ve trabeküler kemiklerin elastisite modülleri araştırılmış ve fibröz kemiklerin izotropik özellik, kortikal ve trabeküler kemiklerin anizotropik özellik gösterdikleri sonucuna varılmıştır. Yang ve arkadaşları [37], Garcia-Rodriguez ve Martinez-Reina [42] ve Solorzano ve arkadaşları da yaptıkları çalışmalarda farklı kemik dokularının farklı türde izotropik veya anizotropik özellik gösterdiklerini belirtmişlerdir. Dolaysıyla bu tür kemik dokulara ait modelleme ve simülasyon çalışmalarında fibröz dokunun izotropik, kortikal kemiğin enine izotropik ve trabeküler kemiğin ortotropik olarak tasarlanıp analiz edilmesi gerektiğine ulaşılmıştır. Bu sayede gerçeğe daha uygun veriler elde edilmiş olup hata payının en aza indirilmesi sağlanacaktır.

Bu tez çalışmasında, eğilme deneyi uygulanan kemik numunelerine ait istatistiksel veriler Taguchi metoduna göre Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de verilmiştir. Bu verilerin değerlendirilmesine göre elastisite modülü değerleri, destekler arası mesafenin azalmasına karşılık artış göstermiştir. Bunun tam tersi olarak, çene ilerleme hızının artması ile elastisite modülü azalmaktadır. Kuvvet uygulama noktası ise sırası ile tam orta bölge (M), dize yakın taraftaki dörtte bir bölgeye (RM) ve kalçaya yakın taraftaki dörtte bir bölgeye (LM) doğru daha yüksek değerde elastisite modülünün görüldüğü gözlemlenmiştir. Böylelikle kemiğin tam orta kısmı (M) kortikal yoğunluğu en fazla olan bölge en yüksek elastisite modülü değerine ulaşmıştır. Dize yakın kısımdaki bölge (RM) ise kalçaya yakın kısımdan (LM) daha fazla kortikal yoğunluğa sahip olduğu için daha fazla elastisite modülü değerine sahip olduğu görülmüştür. Gerçekleştirilen diğer istatistiksel değerlendirmede Tablo 4.2'de gösterildiği gibi ANOVA analizi sonucunda %74,88 ile destekler arası mesafe en etkili parametre olarak hesaplanmıştır. Böylelikle hasarlı bölgeye uygulanacak implant, protez ve fiksatörlerin boyutu ve işlem yapılacak bölgenin uzunluğunun önemi ön plana çıkmıştır. Ayrıca, femura uygulanacak işlemlerde dize yakın bölümün dayanımının yüksek olduğu %24,3'lük etki ile kuvvet uygulama noktası göstermiştir. Motherway vd. sekiz adet donmuş kadavradan 63 kafa kemik örnekleri ile farklı hızlarda (0,5; 1 ve 2,5 m/s) eğme deneyi yaparak test hızının ve diğer birçok morfolojik parametrelerin mekanik özellikler üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Test hızı, gerinim oranı ve kemik numunesi pozisyonu gibi parametrelerin hesaplanan mekanik özellikler üzerinde etkisinin olduğu sonucuna

ulaşmışlardır [55]. Kajzer vd. yaptıkları çalışmada, düşük hızda (20 km/s) meydana gelen araba-yaya kazalarında yanal darbe yüklerine maruz kalan insan dizindeki hasar toleransını belirlemeye çalışmışlardır ve yüksek hızda (40 km/s) elde edilen sonuçlarla karşılaştırmışlardır. Düşük hızlı yanal yükleme için ilk hasar anındaki kesme kuvvetinin ve eğilme momentinin fiziksel değerlerinin, yüksek hızlı yanal yüklemedeki (40 km/s) değerlere benzer olduğunu bildirmişlerdir [56]. Analizi yapılan üçüncü parametre olan çene ilerleme hızının %0,5'lık düşük bir etkisi olduğu ve çene ilerleme hızının değişmesi halinde benzer sonuçların elde edileceği sonucuna ulaşılmıştır.

KAYNAKÇA

1. Özkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., & Leger, D. (2012). *Fundamentals of biomechanics* (Vol. 86). New York: Springer.

2. Barrère, F., van Blitterswijk, C. A., & de Groot, K. (2006). Bone regeneration: molecular and cellular interactions with calcium phosphate ceramics. International journal of nanomedicine, 1(3), 317.

3. Shea, J. E., & Miller, S. C. (2005). Skeletal function and structure: implications for tissue-targeted therapeutics. Advanced drug delivery reviews, 57(7), 945-957.

4. Walsh, W. R., Walton, M., Bruce, W., Yu, Y., Gillies, R. M., & Svehla, M. (2003). Cell structure and biology of bone and cartilage. In Handbook of histology methods for bone and cartilage (pp. 35-58). Humana Press, Totowa, NJ.

5. Weiner, S., Traub, W., & Wagner, H. D. (1999). Lamellar bone: structure–function relations. Journal of structural biology, 126(3), 241-255.

6. Cohen Jr, M. M. (2006). The new bone biology: pathologic, molecular, and clinical correlates. American journal of medical genetics part A, 140(23), 2646-2706.

7. Eriksen, E. F., Axelrod, D. W., & Melsen, F. (1994). Bone histomorphometry. Raven Press.

8. Tovar, A. (2005). Bone remodeling as a hybrid cellular automaton optimization process. University of Notre Dame.

9. Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. Clinical journal of the American Society of Nephrology, 3(Supplement 3), S131-S139.

10. Morgan, E. F., Barnes, G. L., & Einhorn, T. A. (2013). The bone organ system: form and function, Osteoporosis.

11. Odgaard, A., Kabel, J., van Rietbergen, B., Dalstra, M., & Huiskes, R. (1997). Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. Journal of biomechanics, 30(5), 487-495.

12. Yang, G., Kabel, J., Van Rietbergen, B., Odgaard, A., Huiskes, R. I. K., & Cown, S. C. (1998). The anisotropic Hooke's law for cancellous bone and wood. Journal of elasticity, 53(2), 125-146.

13. Sarıkanat, M. (2007). *Trabeküler kemiğin üç boyutlu anizotropik modellenmesi*. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, 2007.

14. Weiner, S., & Wagner, H. D. (1998). The material bone: structure-mechanical function relations. Annual review of materials science, 28(1), 271-298.

15. Solórzano, W., Ojeda, C., & Diaz Lantada, A. (2020). Biomechanical study of proximal femur for designing stems for total hip replacement. Applied Sciences, 10(12), 4208.

16. Fuchs, R. K., Thompson, W. R., & Warden, S. J. (2019). Bone biology. In Bone repair biomaterials (pp. 15-52). Woodhead Publishing.

17. Ritchie, R. O., Nalla, R. K., Kruzic, J. J., Ager III, J. W., Balooch, G., & Kinney, J. H. (2006). Fracture and ageing in bone: toughness and structural characterization. Strain, 42(4), 225-232.

18. Ritchie, R. O., Nalla, R. K., Kruzic, J. J., Ager III, J. W., Balooch, G., & Kinney, J. H. (2006). Fracture and ageing in bone: toughness and structural characterization. Strain, 42(4), 225-232.

19. Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. Medical engineering & physics, 20(2), 92-102.

20. Liu, X. S., Sajda, P., Saha, P. K., Wehrli, F. W., & Guo, X. E. (2006). Quantification of the roles of trabecular microarchitecture and trabecular type in determining the elastic modulus of human trabecular bone. Journal of Bone and Mineral Research, 21(10), 1608-1617.

21. An, Y. H., Barfield, W. R., & Draughn, R. A. (2000). Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface, 23-40.

22. Rodgers and Cavanagh, 1984--- Rodgers, M. M., & Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. Physical Therapy, 64(12), 1886-1902.

23. Selçuk, A.B., Gök A., İnal, S., Gök, K. (2021). *Biyomekanik*. Ankara: Seçkin Yayıncılık

24. Bansal, R. K. (1998). *Engineering Mechanics and Strength of materials*. Laxmi Publications.

25. Sharir, A., Barak, M. M., & Shahar, R. (2008). Whole bone mechanics and mechanical testing. The Veterinary Journal, 177(1), 8-17.

26. An, Y. H., & Friedman, R. J. (Eds.). (1999). Animal models in orthopaedic research (pp. 204-5). Boca Raton: CRC press.).

27. Saba, N., Jawaid, M., & Sultan, M. T. H. (2019). An overview of mechanical and physical testing of composite materials. Mechanical and physical testing of biocomposites, fibre-reinforced composites and hybrid composites, 1-12.

28. Zhao, S., Arnold, M., Ma, S., Abel, R. L., Cobb, J. P., Hansen, U., & Boughton, O. (2018). Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone. Bone & joint research, 7(8), 524-538.

29. Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, W. J., & Bhattacharya, D. K. (2003). The science and engineering of materials.

30. Chandler, H. (1999). Introduction to hardness testing. Hardness testing. USA: ASM International, 1-13.

31. Namba, R. S., Kabo, J. M., & Meals, R. A. (1987). Biomechanical effects of point configuration in Kirschner-wire fixation. Clinical Orthopaedics and Related Research, (214), 19-22.

32. Zohman, G. L., Tsenter, M., Kabo, J. M., & Meals, R. A. (1992). Biomechanical comparisons of unidirectional and bidirectional Kirschner-wire insertion. Clinical orthopaedics and related research, (284), 299-302.

33. Hirano, T., Burr, D. B., Turner, C. H., Sato, M., Cain, R. L., & Hock, J. M. (1999). Anabolic effects of human biosynthetic parathyroid hormone fragment (1–34), LY333334, on remodeling and mechanical properties of cortical bone in rabbits. Journal of bone and Mineral Research, 14(4), 536-545.

34. Gürgül, S., Coşar, U. Z. U. N., & ERDAL, N. (2016). Kemik biyomekaniği. Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, 8(1), 18-34.

35. Nordin, M., & Frankel, V. H. (Eds.). (2001). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins.

36. Odgaard, A., Kabel, J., van Rietbergen, B., Dalstra, M., & Huiskes, R. (1997). Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. Journal of biomechanics, 30(5), 487-495.

37. Yang, G., Kabel, J., Van Rietbergen, B., Odgaard, A., Huiskes, R. I. K., & Cown, S. C. (1998). The anisotropic Hooke's law for cancellous bone and wood. Journal of elasticity, 53(2), 125-146.

38. Morgan, E. F., Barnes, G. L., & Einhorn, T. A. (2013). The bone organ system: form and function, Osteoporosis.

39. Geraldes, D. M., & Phillips, A. T. (2014). A comparative study of orthotropic and isotropic bone adaptation in the femur. International journal for numerical methods in biomedical engineering, 30(9), 873-889.

40. Kabel, J., van Rietbergen, B., Dalstra, M., Odgaard, A., & Huiskes, R. (1999). The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. Journal of biomechanics, 32(7), 673-680.

41. Çetin, M. E., & Sofuoğlu, H. (2012). Noktasal Yükleme Etkisindeki Üç Boyutlu İnsan Kalça Ekleminin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 16(3), 303-314.

42. García-Rodríguez, J., & Martínez-Reina, J. (2017). Elastic properties of woven bone: effect of mineral content and collagen fibrils orientation. Biomechanics and modeling in mechanobiology, 16(1), 159-172

43. Solórzano, W., Ojeda, C., & Diaz Lantada, A. (2020). Biomechanical study of proximal femur for designing stems for total hip replacement. Applied Sciences, 10(12), 4208.

44. Corwin SC. Bone Mechanics Handbook. Second Ed., CRC Press LLC, New York. 2001;7:7-26.

45. Adler, R. A. (Ed.). (2009). Osteoporosis: pathophysiology and clinical management. Springer Science & Business Media.

46. Ahlborg HG, Johnell O, Turner CH, Rannevik G, KarlssonMK. Bone loss and bone size after menopause. N Engl J Med. 2003;349:327–34.

47. Barden, H., Mazess, R. B., Hanson, J., & Kamau, K. (1997, August). Bone mineral density of the spine and femur in normal US white females. In JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH (Vol. 12, pp. T587-T587). 350 MAIN ST, MALDEN, MA 02148: BLACKWELL SCIENCE INC.

48. Ulrich, D., Hildebrand, T., Van Rietbergen, B., Müller, R., & Rüegsegger, P. (1997). The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and mechanical testing. Bone research in biomechanics, 97-112.,

49. Mow, V. C., & Huiskes, R. (Eds.). (2005). Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology. Lippincott Williams & Wilkins.

50. Hart, N. H., Nimphius, S., Rantalainen, T., Ireland, A., Siafarikas, A., & Newton, R. U. (2017). Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions, 17(3), 114.

51. Jin, J., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. Dental materials journal, 23(4), 490-496.

52. Chung, S. M., Yap, A. U. J., Chandra, S. P., & Lim, C. T. (2004). Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 71(2), 278-283.

53. Doz, G. N., & Riera, J. D. (1992). Influence of support friction on three-point bend test. International journal of pressure vessels and piping, 51(3), 373-380.

54. Osuna, L. G. G., Soares, C. J., Vilela, A. B. F., Irie, M. S., Versluis, A., & Soares, P. B. F. (2020). Influence of bone defect position and span in 3-point bending tests: experimental and finite element analysis. Brazilian Oral Research, 35.

55. Motherway, J. A., Verschueren, P., Van der Perre, G., Vander Sloten, J., & Gilchrist, M. D. (2009). The mechanical properties of cranial bone: the effect of

loading rate and cranial sampling position. Journal of biomechanics, 42(13), 2129-2135.

56. Kajzer, J., Matsui, Y., Ishikawa, H., Schroeder, G., & Bosch, U. (1999). Shearing and bending effects at the knee joint at low speed lateral loading. SAE transactions, 1159-1170.

http-1: https://www.bilgial.com/wp-content/uploads/2019/09/%C4%B0nsan-iskeletini-olu%C5%9Fturan-kemikler.png (Erişim tarihi: 28.10.2021)

http-2: http://www.biyolojisitesi.net/uniteler/destek-ve-hareket/sekillerine-gore-kemik-cesitleri-uzun-kemikler.html (Erişim tarihi: 08.04.2022)

http-3: https://tr.pinterest.com/pin/707698528914768900/ (Erişim tarihi: 11.04.2022)

http-4: https://docplayer.biz.tr/4505616-Kemik-dokusu-yapisi ve-islevi-dr-kutay-engin-ozturan.html (Erişim tarihi: 08.05.2016)

http-5: https://yinyoga.com/yinsights/bones-and-cartilage/ (Erişim tarihi: 09.05.2022)

http-6: https://slideplayer.biz.tr/slide/2766331/ (Erişim tarihi: 09.05.2015)

http-7: https://language-literature.com/ib-dp-language-a-language-and-literature-sample-text-analysis-bone-diagram/ (Erişim tarihi: 20.05.2022)

http-8: (https://www.maktoloji.com/2020/04/sunek-ve-gevrek-krlma-nasl-gerceklesir.html=) (Erişim tarihi: 21.05.2022)

http-9: https://depo.btu.edu.tr/dosyalar/makine/Dosyalar/3%20Nokta%20Egme%20Deneyi%20Foyu(1).pdf (Erişim tarihi: 23.05.2022)

http-10: https://www.mazlumboru.com.tr/tr/centik-darbe-deneyi.html (Erişim tarihi: 23.05.2022)

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Yasin ERDOĞAN

Eğitim	
Lisans	2017, Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	2022, İzmir Bakırçay Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı

Yayın Listesi	
Makale	
Bildiri	Selçuk A. B., Gök K., Erdoğan Y., (2022), 9th Internatıonal Istanbul Scıentıfıc Research Congress, Anisotropic Behavior Of Bone Tissues-Kemik Dokuların Anizotropik Davranışları, Istanbul