KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GEZEN VE ÇİFTLİK TAVUK FEMURLARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

BÜŞRA AĞIN

KOCAELİ 2020

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GEZEN VE ÇİFTLİK TAVUK FEMURLARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

BÜŞRA AĞIN

Prof.Dr. Yasin KİŞİOĞLU		
Danışman,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Doç.Dr. Arif ÖZKAN		
Jüri Üyesi,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Dr.Öğr.Üyesi Gülşen AKDOĞAN		
Jüri Üyesi,	**Erciyes Üniversitesi**	**.....**

Tezin Savunulduğu Tarih: 20.01.2020

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışmada gezen ve çiftlik tavuk femurlarına ait özelliklerin biyomekanik açıdan karşılaştırılması yapılmıştır. Çalışmada, numunelere çekme, üç nokta eğme ve burulma testleri uygulanmıştır.

Çalışmalarımı yönlendiren, hiçbir konuda desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen sabrı, motivasyonu ve muazzam bilgileri için danışman hocam sayın Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU`na çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans çalışmam boyunca her zaman yardımları, bilgileri ve deneyimleriyle bana destek olan Arş. Gör. Dr. Talip ÇELİK`e, Sayın Dr.Öğr. Üyesi Gülşen AKDOĞAN ve Öğr. Gör. Serkan AKTAŞ'a emekleri ve destekleri için teşekkür ederim.

Maddi ve manevi tüm imkanları büyük bir özveriyle her anımda bana sunan çok değerli anneme ve babama, sevgili kardeşlerim Rana ve Ceyda Nur AĞIN'a, İ.FatihUNUTULMAZ'a, değerli arkadaşlarım Sabiha YARLUĞKAL, Öznur GÜL, Araş. Gör. Saliha DURAK ve Araş. Gör. Zeliha COŞKUN'a bu süreçteki tüm yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

Ocak - 2020 Büşra AĞIN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
TABLOLAR DİZİNİ iv
ŞEKİLLER DİZİNİ v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ vii
ÖZET viii
ABSTRACT ix
GİRİŞ 1
1. GENEL BİLGİLER 3
1.1.Kemik Dokusu Özellikleri 7
1.2.Kemik Yapısı 8
1.2.1.Kemiğin makroskopik yapısı 8
1.2.1.1.Kortikal kemik 8
1.2.1.2.Trabeküler kemik 8
1.2.1.3.Woven ve lamellar kemik 9
1.2.2.Kemiğin mikroskopik yapısı 9
1.2.2.1.Primer kemik 9
1.2.2.2.Sekonder kemik 9
1.2.3.Kemiğin moleküler yapısı 10
1.2.3.1.Organik bileşenler 10
1.2.3.2.Kollajen 10
1.2.3.3.Kollajen olmayan proteinler 11
1.2.3.4.İnorganik bileşenler 12
1.2.3.5.Hidroksiapatit 12
1.3.Kemik Hücreleri 12
1.3.1.Osteoblastlar 13
1.3.2.Osteoklastlar 13
1.3.3.Osteositler 13
1.3.4.Osteoprogenitör hücreler 14
1.4.Kemik Oluşumu (Osteogenezis) 14
1.5.Yapılanma ve Yeniden Yapılanma 15
1.6.Osteoporoz 16
1.7.Kemik Fonksiyonu 18
1.8.Kanatlı Hayvanlarda Kemik Yapısı 18
1.8.1.Tavuk ve insan eklem sisteminin karşılaştırılması 21
1.9.Kemik Biyomekaniği 21
1.9.1.Biyomekanik terminolojisi ve kemiğin biyomekanik özellikleri 23
1.9.2.Kemik biyomekaniğine etki eden faktörler 28
1.9.3.Kemik biyomekaniğinde kullanılan test yöntemleri 31
1.9.3.1.Çekme testi (Tensile testing) 31
1.9.3.2.Üç nokta eğme testi 32
1.9.3.3.Burulma testi 35

1.9.3.4.Diğer test metotları 36
1.9.4.Biyomekanik testlerde güvenilirliğe etki eden faktörler 36
2. GEREÇ VE YÖNTEM 38
2.1.Deney Hayvanları 39
2.2.Femurların Biyomekanik Analizler İçin Hazırlanması 40
2.3.Çekme Testinin Yapılışı 40
2.4.Üç Nokta Eğme Testinin Yapılışı 44
2.5.Burulma Testinin Yapılışı 46
3. BULGULAR 49
3.1.Çekme Testi Bulguları 49
3.1.1.Çekme testi kuvvet-uzama bulguları 49
3.1.2.Çekme deneyi sonuçları 58
3.2.Üç Nokta Eğme Testi Bulguları 62
3.3.Burulma Testi Bulguları 67
4.SONUÇLAR VE ÖNERİLER 70
KAYNAKLAR 74
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 81
ÖZGEÇMİŞ 82

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 3. 1. Çekme testi sonuçları (Kuvvet-Uzama değerleri) 50
Tablo 3. 2. Çekme testi sonuçları (Gerilme-Gerinim değerleri) 59
Tablo 3. 3. Üç nokta eğme testi sonuçları 62
Tablo 3. 4. Burulma testi sonuçları 67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Kemik dokuyu oluşturan yapılar: Osteositler 14
Şekil 1.2. Osteoblastların ve osteoklastların fonksiyonunun şematik gösterimi a)Yapılanma b)Yeniden yapılanma 16
Şekil 1.3. Kanatlı iskelet sistemi modeli 19
Şekil 1.4. Kanatlı (solda) ve insan (sağda) kol kemiklerinin karşılaştırılması 20
Şekil 1.5. a) Normal kemiğin yapısı b)Osteoporoz'da kemiğin yapısı c)Osteomalazi'de kemiğin yapısı 23
Şekil 1.6. a)Yük-Uzama eğrisi ve bu eğriden saptanan yapısal biyomekanik parametreler. b)Yük-Uzama eğrisi ve bu eğrinin bölümleri 24
Şekil 1.7. a)Saf kuvvetler b)Sıkıştırma kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen boyca kısalma (ΔL) ve makaslama kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen açısal değişim(γ) 27
Şekil 1.8. a) Gerilme-Gerinim eğrisi ve bu eğrinin bölümleri. b) Gerilme-Gerinim eğrisi ve bu eğriden saptanan biyomekanik parametreler; E: Elastisitemodülü (Young'smodulus), u: Dayanıklılık, σU: Maksimum çekme dayanımı (maksimum stres), εU: Maksimum gerinim (maksimum strain) 28
Şekil 1.9. Kortikal ve trabeküler kemiğin yapısı 29
Şekil 1.10. Kortikal kemik (a) ve süngerimsi kemik (b) için çekme testi örnekleri. Bir gerilme testi örneğinin tasarım amacı, numunenin orta kısmında tutarlı bir şekilde ortaya çıkmamasıdır. Bunun için, merkezi kısmın enine kesit alanının uçlardan daha küçük hale getirilmesiyle hedefe ulaşılır 32
Şekil 1.11. Eğme testinde uygulanan yükleme çeşitleri a) Üç nokta eğme testi b) Dört nokta eğme testi 33
Şekil 1.12. Kemik kütlesinin nötral eksene uzaklığı 34
Şekil 1.13. Burulma, yüzeyde en büyük ve kütle merkezinde sıfır olan kayma gerilmelerini oluşturur. Çekme örnekleri gibi burulma örnekleri, merkezi kısmın daha dar olduğu şekilde işlenir, böylece yer değiştirmenin çoğu bu bölgede meydana gelir 35
Şekil 2.1. Bir grup femur kemiğinin formaldehitte bekletilmesi 39
Şekil 2.2. Epoksi reçine ile baş kısımları dondurulmuş femurlar 40
Şekil 2.3. Numunenin universal test cihazına çekme testi için bağlanması 41
Şekil 2.4. Universal çekme testi cihazı (20kN) 43
Şekil 2.5. Üç nokta eğme testi aparatı 44
Şekil 2.6. Üç nokta eğme testi yerleşimi 45
Şekil 2.7. Tavuk femur kemiklerinin eğme testi sonucundaki hasarlı görüntüleri 46

Şekil 2.8. Burulma testi için SolidWorks'te tasarlanarak 3B yazıcıda çıktıları alınan cihaz çenelerine uyumlu başlıkların yandan(solda) ve üstten(sağda) görünümü 47
Şekil 2.9. Burulma testiiçinhazırlanan femurların cihaza yerleştirildikten sonraki görünümü 48
Şekil 2.10. Burulma testi sonrası femurlarının görünümü 48
Şekil 3.1. Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet- Uzama grafikleri 51
Şekil 3.2. Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme- Gerinim grafikleri 53
Şekil 3.3. Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet- Uzama grafikleri 55
Şekil 3.4. Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme- Gerinim grafikleri 57
Şekil 3.5. Çiftlik tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme-Gerinim ortalamaları grafiği 60
Şekil 3.6. Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme/Gerinim ortalamaları grafiği 60
Şekil 3.7. Çiftlik tavuk ve gezen tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen maksimum strain değerlerinin ortalamaları (Me). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir ($p < 0,05$) 61
Şekil 3.8. Çiftlik tavuk ve gezen tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen elastisite modülü ortalamaları (E). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir ($p < 0,05$) 61
Şekil 3.9. Gezen tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları 63
Şekil 3.10. Gezen tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları 65
Şekil 3.11. Gezen tavuklara ait femurların burulma testi sonuçları, B.Çiftlik tavuklarına ait femurların burulma testi sonuçları 68
Şekil 3.12. a) Çiftlik tavuk ve b) gezen tavuk femurları eğilme momenti değerleri (Me). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir ($p < 0,05$) 69

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

F	: Yük
$\triangle$L	: Uzama miktarı
Pa	: Pascal
μ	: mikron
σ	: Gerilme (MPa)
ε	: Gerinim
MPa	: Mega pascal
E	: Elastiklik modülü (N/mm^2, MPa)
A	: Kesit Alanı
L	: Uzunluk
T	: Tork
r	: Yarı çap
J	: Kutupsal atalet momenti
N	: Newton
Nm	: Newton metre
Me	: Eğilme momenti değerleri
σ_{AK}	: Akma mukavemeti
σ_{KOP}	: Kopma Mukavemeti

Kısaltmalar

BMD	: Kemik Mineral Yoğunluğu
BSP	: Kemik Sialoproteinleri
DXA	: Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometrisi
ESM	: Ekstra Sellüler Matriks
HA	: Hidroksi Apatit
kDa	: Kilo Dalton
PG	: Proteo Glikan
SEA	: Sonlu Elemanlar Dizini
TPBT	: Üç Nokta Eğme Testi
QCT	: Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi

GEZEN VE ÇİFTLİK TAVUK FEMURLARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Kemik dokunun mekanik özellikleri; kemiğin yapısal ve fonksiyonel karakterini yansıtan parametreler olup, kemiğin kalitesi, yoğunluğu, esnekliği ve dayanıklılığı hakkında kapsamlı bilgi verdiği için biyomekanik çalışmalarda daima kullanılır.Bu çalışmada, gezen tavuklar ile çiftlik tavuklarının femur kemiği özelliklerinin elde edilmesi ve birbirleri ile karşılaştırılması yapılmıştır. Bunun için 20 adet gezen ve 20 adet çiftlik tavuğunun femurları kullanılmıştır. Toplam 40 adet taze kesilmiş tavuktan çıkarılan 80 adet femur kemiklere farklı mekanik testler, çekme, 3-nokta eğme, burulma, uygulanmıştır. Femurlara uygulanan mekanik testler için, testlerin amacına yönelik özel deney düzenekleri ve aparatlar tasarlanmış ve imal edilmiştir. Femurlara uygulanan mekanik testlerden elde edilen veriler kullanılarak femur kemiklerinin mekanik özellikleri elde edilmiştir. Gezen tavukların femurlarına ait mekanik özellikler ile çiftlik tavukların femurlarına ait mekanik özellike değerleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalar yapılırken, mevcut literatürde yapılmış veya bilgi olarak paylaşılmış ilgili değerler de göz önünde bulundurulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Kemik Mekanik Özellikleri, Mekanik Testler, Tavuk Femuru.

STUDY OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE FEMURS OF FREE RANGE AND FARM CHICKENS

ABSTRACT

Mechanical properties of bone tissue; there are parameters which reflect the structural and functional character of bone. It is always used in biomechanical studies as it provides extensive information about the quality, density, flexibility and durability of bone. In this study, the femur bone characteristics of free range chickens and farmed chickens were obtained and compared with each other. For this reason, the femurs of 20 free rangeand 20 farmed chickens were used. Different mechanical tests, tensile, 3-point bending, torsion were performed to 80 femur bones which extracted from 40 freshly cut chickens in total. For the mechanical tests performed to femurs, special test mechanism and apparatus for the purpose of the tests were designed and manufactured. Mechanical properties of femur bones were obtained with using data from mechanical tests performed to femurs. The mechanical properties of the femurs of free range chickens and the mechanical properties of the femurs of farmed chickens were compared with each other. While making these comparisons, it was made in current literature or related values which shared as information were also taken into consideration.

Keywords: Biomechanics, Bone Mechanical Properties, Mechanical Tests,Chicken Femur.

GİRİŞ

Kemiğin yapısal ve fonksiyonel karakterini yansıtan parametreler, kemik kalitesi, yoğunluğu, esnekliği ve dayanıklılığı gibi birçok açıdan bilgi sunduğu için kemik dokunun mekanik özelliklerinin tespitinde genellikle biyomekanik çalışmalar tercih edilmektedir. Kemik biyomekaniği, kemik üzerine düşen yük ve buna bağlı olarak ortaya çıkan kemik deformitelerini inceler. Kemik biyomekaniğinin bilinmesi ile geliştirilen ve üretilen implant ve protezlerin üzerine gelecek yükleri ve dolayısı ile bu yüklere karşılık implant ve protezlerin mukaveti belirlenebilir. Bu amaçla, tıp, diş hekimliği ve ortopedi alanında yeni geliştirilmiş implant ve protezlerin mekanik testlerini gerçekleştirebilmek için, canlı veya cansız modelllere ihtiyaç vardır. Cansız modeller üzerindeki çalışmaların canlı durumu tam olarak yansıtamaması ve simüle etmedeki zorluk sebebiyle canlı hayvan modelleri üzerindeki çalışmalar tercih edilmektedir [1]. Biyomedikal alanda üretilen ve geliştirilen implant ve protezlerin üzerine gelecek yükleri ve bu yükü karşılayabilecek mukavemetlerini hesaplayabilmek için de yine kemik biyomekaniğianalizi gerekmektedir [2, 3]. Kemik modellerinin malzeme özellikleri gerçek kemiklere oranla farklılıklar gösterebilmektedir. Bu sebeple gerçek kemik mekanik özelliklerine yakın hayvan kemiği modelleri kullanımı daha yaygındır [4].

Literatürde, üç nokta eğme testi, çekme testi ve torsiyon testleri kullanılarak femur kemiğinin mekanik özelliklerini değerlendirmek üzere bazı çalışmalar yapılmıştır [1, 3]. Literatürde, tavşan, sıçan, keçi, koyun ve daha pek çok deney hayvanından elde edilen femur kemikleri kullanılarak, biyomekanik özelliklerine dair değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir [5]. Bunlara ek olarak, tavuk femur kemiklerinin mekanik özelliklerini araştıran çalışmalar da bulunmasına rağmen [2], tavuk femur kemikleri üzerine yapılan biyomekanik incelemeler kısıtlı sayıdadır ve daha çok araştırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu tez çalışması, altı bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde; çalışma ile ilgili genel bilgiler verilmiş ve konu ile ilgili literatürdeki çalışmalar açıklanmıştır. İkinci bölümde; deney hayvanları, femur kemiklerinin biyomekanik analizler için

hazırlanması ve biyomekanik değerlendirmede kullanılan çekme testi, üç nokta eğme testi ve burulma testleri tasarlanmış, kurgulanmış ve testlerin yapılışı açıklanmıştır. Üçüncü bölümde; uygunan çekme, üç nokta eğme ve burulma testleri elde edilen sonuçların analizi ve değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Dördüncü bölüm de ise;deneysel çalışmalarda elde edilen veriler,literatür bilgisi doğrultusunda karşılaştırma yapılarak gezen ve çiftlik ve tavuk femur kemiklerinin ilgili testler için uygun olup olmadığı belirlenmiştir. Beşinci bölümde ise, çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar değerlendirilmiş ve konu ile ilgili öneriler sunulmuştur.

Femurun osteoporotik kırık veya travma sonrası ve ortopedik cerrahide daha az tahmin edilen ve artan bir problemdir. Bu nedenle pekçok çalışma, bu kırıkların tedavisinde implant takviyesinin biyomekanik potansiyelini araştırmaktadır. Kırık riski yüksek olan proksimal femurun dayanım kuvvetini tahmin etmek için hangi invazif olmayan yöntemin en uygun olduğu açık değildir. Bu nedenle; dual enerji X-ray absorbsiyometrisi (DXA), aBMD, Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi (QCT) ile elde edilen yoğunluk, hacim ölçümleri ve Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) gibi yöntemler femur başarısızlık yükünü tahmin etmek için kullanılmıştır.

Bu çalışmada, gezen ve çiftlik tavuklarının femur kemiklerinin mekanik özellikleri belirlenip karşılaştırılması amaçlanmıştır. Böylece, gezen ve çiftlik tavukları femur mekanik özelliklerindeki farklılıklar belirlenerek literatüre katkı sağlanmıştır. Ayrıca, implant ve protezlerin mekanik testleri için literatürde kullanılan hayvan kemik modellerinin mekanik özellikleri ile karşılaştırma yapılarak tavuk kemiklerinin bu testler için uygun olup olmadığı da belirlenmiştir.

1.GENEL BİLGİLER

Biyomekanik çalışmalarda en çok karşılaşılan sorun deneysel çalışmalarda numune bulma zorluğudur. Kadavra bulmadaki zorluk sebebiyle bilim adamları hayvan kemikleri kullanmayı tercih etmektedirler. Örneğin, femur kemiği için buzağı kemikleri veya koyun kemikleri, kol kemiklerinde yapılacak çalışmalar için kuzu kemikleri üzerinde çalışmalar yapılmıştır [4, 6]. Bu tez çalışması, küçük boyuttaki (el ve ayak parmaklarındaki) kemikler veya klavikula gibi kemikler için tavuk femur kemiklerinin mekanik özellik benzerliği olabilir mi sorusu üzerine kurgulanmıştır. Çalışmanın amacına ilişkin kurulan üç farklı deney tekniği ile çiftlik tavuk femur kemikleri üzerinde 21 adet, gezen tavuk femur kemikleri üzerinde 21 adet deney (her bir deney için 7 adet) gerçekleştirilmiştir.

Literatürde biyomekanik testlerin incelenmesinde tavşan, sıçan, keçi, koyun ve daha pek çok deney hayvanı ve kemikleri yaygın şekilde kullanılmaktadır [5]. En yaygın olarak kullanılanlar ise sıçanlardır [7]. Deney hayvanları üzerinde yapılan bu incelemeler, genellikle kontrol grubu denilen standart numuneler ile farklı koşullar altında özelliklerinde değişim gerçekleştirilmiş diğer numuneler arasında bir kıyaslama gerçekleştirilmektedir. Bu kıyaslamalarda diğer standart mekanik testlerde olduğu gibi Kuvvet-uzama veya Moment-Döndürme Açısı sonuçları kesit ile ilişkilendirilmeden net sonuçlar vermemektedir [1].

Uzun kemikler aksial yöndeki yüklenmelere olduğu kadar, farklı yöndeki kasların etkisi ve şeklindeki kavislenmeler nedeniyle önemli miktarda eğme yüklenmesine maruz kalırlar. Pek çok çalışma ile caputfemoris'e bası uygulaması femur'unmedial yüzeyi basma yüklenmesine lateral yüzeyi çekme yüklenmesine maruz kalır. Bazı in vivo çalışmalarda, yürüyüş sırasında femur'damedio-lateral yüzeyde olduğu kadar cranio-caudal yüzeyde de eğme yüklenmesi oluştuğu bildirilmiştir [8]. Tavşan femurunda, belirgin derecede görülen cranio-caudal yöndeki kavislenmeden dolayı ağırlık kuvvetinin etkisi ile corpusfemoris'in daha fazla eğme yüklenmesine maruz

kalacağı düşüncesi ile tavşan femurunun mekanik özelliklerini yansıtabileceği düşüncesi ile Sevil [9] tarafından gerçekleştirilen çalışmada corpusfemoris'te üç nokta eğme testi kullanılmıştır. Hayvan modellerindeki deneysel çalışmalarda, corpusfemoris'deki bu kavislenmeden ve bası, çekme, burma ve dört nokta eğme testleri için örnek hazırlanmasının zorluklarından dolayı [10] uzun kemiklerin değerlendirilmesinde en fazla üç nokta eğme testi uygulanmaktadır [11, 12].

Cengiz ve arkadaşları [1] çalışmalarında, fare femurları üzerinde yapılan üç nokta eğme ve torsiyon test sistemlerinin etkinliklerini biyomekanik açıdan değerlendirmişlerdir. Bu amaçla, laboratuar tipi küçük ölçekli üç nokta eğme ve torsiyon test cihazı tasarlanıp kurulmuştur. Mekanik testler 16 adet sıçan uyluk kemiği üzerinde gerçekleştirilmiştir. Test sonucu elde edilen mekanik özellikler sunulmuştur. Elde edilen ölçümler literatür değerleriyle uyumlu olduğu görülmüştür.

Kuyubaşı ve arkadaşları [2] yapısal özelliği değiştirilmeden yüzey şekli değiştirilen plakların stabilitesi değerlendirmek amacıyla üç farklı tasarımında (pürüzlü, oluklu ve pürüzsüz) ve standart olarak 4 delikli plak şeklinde tasarlayarak karşılaştırmasını yapmışlardır. Tavuk kemiğinin özelliklerine göre hazırlanan plaklar, tavuk femurlarına yapılan transversosteotomi sonrası fikse edilmiştir. Plakların stabiliteleri in vitro koşullarda biyomekanik olarak test edilmiştir. Plaklarla tespit edilmiş osteotomize kemiklere aksiyel yüklenme (kompresyon), üç nokta bükme (bending) ve burma (torsiyon) testleri uygulanmıştır. Biyomekanik testler sonucunda plakların stabiliteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Kwiecień ve arkadaşları [3]broyler tavuklarda çinko glisinşelatın büyüme performansı, kemik özellikleri ve kalitesi üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Broyler piliçlerin yemlerine farklı düzeylerde ilave edilen katkı maddeleriyle broyler gelişimi ile tibiotarsus üzerine etkilerinin incelenmesi ve bacak iskelet sisteminde oluşabilecek anatomo-patolojik değişimlerin belirlenmesi üzerine çalışma yapılmıştır. Bu amaç doğrultusunda, planlanan çalışmalarda, ülkemizde önemli ekonomik kayıplara yol açan iskelet sistemine bağlı ayak hastalıklarının hangi derecede azaltılabileceği araştırılmıştır.

Frisch ve arkadaşları [13] çalışmalarında meydana gelen periprostetik femur kırıklarının tespiti için serklaj sistemlerinin biyomekanik yanıtının incelenmesi, serklajfiksasyonunun biyomekanik analizi, proksimal femur kırığının protezstabilitesine etkisinin belirlenmesi ve farklı tespit yöntemlerinin sağladığı aksiyelstabilitenin karşılaştırılmasını amaçlanmıştır. Çimentosuz THA sırasında oluşan periprostetik femur kırıklarının tespitinde serklaj sistemlerinin biyomekanik tepkisini değerlendirmişlerdir. Her yapı için (hortum kelepçeleri, sentetik kablolar ve monofilament teller ve CoCr kabloları) tipik yük-yer değiştirme örneği gösterilmiştir. Eksenel yük testinde, yapılara iki farklı yükleme bölgesi uygulanmış yük-yer değiştirme (R1 ve R2) ve birleşik sertlikleri (S1 ve S2) izlenmiştir. Geçiş R1 ve R2 arasındaki "dirsek" yükün yer değiştirmesi, yapının azalmasına karşılık gelen sertlik ve femurda kök çökmesi başlaması, bireysel testlerin video analizi ile doğrulanmıştır.

Kadar ve arkadaşları [6]fleksörtendon araştırmalarında hindi modelinin uygunluğunu incelemek için insan, köpek, hindi ve tavuk tendonlarının in vitro karşılaştırmasını yapmışlardır. Fleksörtendon yaralanmaları en sık görülen yaralanmalardan biridir ve klinik olarak işlevsel olarak yenilenmesi zordur. Fleksörtendon araştırmaları için köpek ve tavuk en çok kullanılan hayvan modelleridir. Ancak birkaç dezavantajı vardır. Bu çalışmanın amacı, fleksörtendon yaralanmaları için hindi modelinin kullanılabilirliğini araştırmaktır. Fleksör aparatının anatomisinin karşılaştırılması, eklem hareket açıklığı, tendon kesit alanı, fleksiyon, kayma direnci, elastisitemodülü, dikiş tutma kuvveti ve türler arasındaki histolojileri incelenmiştir.

Çömelekoğlu ve arkadaşları [14], radyoterapinin normal kortikal kemik biyomekaniği üzerine geç dönem etkisini incelemek için Wistar albino türü sıçanları kullanmışlar. Çalışmalarında farlı yaşlardaki sıçan femur kemiklerini çekme testi ile değerlendirerek, kortikal femurların maksimum kuvvet, stres, strain ve dayanıklılık değerlerini ölçmüşler. Çalışma bulgularının sonuçlarına göre, radyoterapinin altı ay sonra normal kortikal kemik kaliteside bozulmalara yol açtığı bildirilmiştir.

Gürgül S. [15], yaptığı tez çalışmasında, 50 Hz 1 mT manyetik alanlara (MA) 45 gün maruz kalan sıçanların kemik formasyonu üzerindeki etkileri biyomekanik özellikler yönünden araştırmak için sıçan femur kemiği kullanmıştır. Çalışma sonuçlarına göre manyetik alan uygulaması sağlıklı sıçanların kemik kalitesini düşürdüğün bildirmiştir. Bununla birlikte, kemik kaybı oluşturulan sıçanlarda ise dansitometrik ve morfolojik olarak olumlu etki oluşturmasına rağmen, kemik kalitesini düşürdüğünü bildirmiştir.

Rath ve arkadaşları [16], erkek broiler tavukların femur ve tibia kemiklerine gonadalsteroidlerin etkisini biyomekanik testlerle değerlendirmişlerdir. Çalışmada, kırılma mukavemeti, sertlik ve verim tepkisindeki stres, femur ve tibiada iç elastikiyet ölçüsü olarak saptanmış.Verilerin grup içinde daha geniş bir şekilde yayılmasından dolayı, her deney için kırılma gücünün değerleri ayrı ayrı birleştirilmiş ve her durumda, eğilimlerin aynı olduğu gözlenmiş. Çalışma sonucuna göre, testosteron kırılma direncini artırarak kemiğin biyomekanik özelliklerinde önemli bir artışa neden olur.

Kumar ve arkadaşları [17], yaptığı bir çalışmada insan femur kemiğinin farklı yükleme koşulları için davranışını detaylandırmaktadır. Elde edilen sonuçlar önceki çalışmalara göre optimize edilmiştir [18]. Modelleme hataları nedeniyle streslerde küçük farklılıklar olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışma, temel olarak femur kemiğinin, analiz için sınır şartı olarak kabul edilen günlük yaşam aktiviteleri için davranışını anlamaya odaklanmaktadır. Analizde, farklı yükleme koşulları için kemiğin davranışını anlamak için femoral kemik üzerindeki kas etkisi ihmal edilmiştir. Eğer kas etkisi göz önünde bulundurulursa, stres % 30 azalır [19]. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, kırılmanın kemikte meydana geldiği stresi bulmak için kullanılabilir ve ayrıca kırık kemiği birleştirmek/onarmak için gereken malzemenin kalınlığının ve tipinin kararlaştırılmasına yardımcı olur. Yapay kemikler için malzemelerin karar vermesinde de kullanılabilir.

İnsanda osteoporotik kırık riskleri en fazla vertebra, coxa ve femur kemiklerinde görülmektedir [20]. Osteoporoz ile ilişkili olarak deneysel çalışmalar daha çok femur üzerine yoğunlaşmıştır [11]. Bu tez çalışmasında da trabeküler ve

kortikalkemik yapılarının değerlendirilebilmesi ve çalışmalarda sıklıkla tercih edilen bir kemik olması nedeniyle femur'un kullanılması karar verilmiştir.

1.1.Kemik Dokusu Özellikleri

İskelet sistemi, tüm omurgalı canlılar için internal bir destek sistemi olmasının yanı sıra sahip olduğu yapısal özellikler sebebi ile mekanik yüklere karşı direnç gösterebilen ve çeşitli stres etkilerine uyum sağlayabilen bir sistemdir. İskelet sisteminin en önemli yapıtaşı kemiktir. Kemik doku, karmaşık bir hiyerarşik yapıya sahiptir [21-23]. Fizyolojik olarak oldukça aktif olan kemik, çeşitli sistemik ve lokal faktörlerin etkisi ile yaşam boyu mimarisi, şekli ve kompozisyonu, doğal kemik oluşumu, modelleme ve yeniden şekillenme sürecinde sürekli değişen (yenilenme; remodeling) bir yapıya sahiptir [21, 22, 24].

Kemik dokusu, osteoklastlar tarafından kemik rezorpsiyonu ve osteoblastlar tarafından kemik oluşumunu içeren, kemik hücrelerinin uyumlu hareketleriyle sürekli olarak yeniden yapılandırılır. Osteositler ise, kemiğin yeniden şekillendirme işleminin mekanik sensörleri ve orkestratörleri/orkestra şefi olarak işlev görür.Bu işlem, hep birlikte kemik homeostazisine katkıda bulunan yerel (örneğin, büyüme faktörleri ve sitokinler) ve sistemik (örneğin, kalsitonin ve östrojenler) faktörlerin kontrolü altındadır. Kemik rezorpsiyonu ve formasyonu arasındaki dengesizlik osteoporoz dahil olmak üzere çeşitli kemik hastalıklarına neden olabilir [25].

Kemikler, kısa, yassı ve uzun kemikler olmak üzere genellikle üç gruba ayrılır. Kısa kemikler nispeten ince kortekslere sahiptir ve her yönde tek tip bir boyuta sahiptir; örneğin, omur gövdeleri. Yassı kemiklerde, bir boyut diğer ikisinden çok daha kısa ya da daha uzundur; örneğin, bir omurganın kürek kemiği veya laminası. Uzun kemikler ise çoğunlukla uzuvlarda bulunur; örneğin, femur, tibia ve humerus. Kalın kortikal kemik duvarları vardır ve metafiz ve epifiz geniştir. Olgun kemiklerde, kemik dokusu ve periost kemikteki yağ veya hematopoietik iliği destekler [21].

Vasküler sistem, kemik iliği, kemik dokusu ve periost hücrelerini kan ve besin maddeleri ile besler. O kadar ayrıntılıdır ki, herhangi bir kemik tipinde hiçbir hücre, bir kan damarından 300 μm'den daha fazla uzanmaz [21, 26, 27].

1.2.Kemik Yapısı

Kemiğin yapısını 3 farklı boyutta inceleyebiliriz:

1. Makroskopik Yapı
2. Mikroskopik Yapı
3. Moleküler Yapı

1.2.1.Kemiğin makroskopik yapısı

1.2.1.1.Kortikal kemik

Yoğun ve kompak (% 4-8 gözeneklilik) olan kortikal kemik, kemik iliğini ve trabeküler kemiği çevrelemekle birlikte [22, 28] olgun iskeletin ağırlık olarak yaklaşık % 80'ini oluşturur. Uzun kemiklerde, kortikal kemik, diyafizi oluşturur ve kalın kortikal duvarlar, merkezi bir Havers kanalına sahip, sıkıca paketlenmiş Havers sistemlerinden, yani osteonlardan oluşan metafizi oluşturdukları için incelir. Havers sistemleri kan damarları, lenfatik damarlar ve sinirlerden oluşur. Havers sistemleri kortikal kemikteki hücrelere besin maddesi sağlar. Kemik yapısı, odundaki yıllık halkalar gibi merkezden dışa doğru büyür. Havers sistemleri insanlarda ve diğer birçok yüksek tür canlılarda bulunur fakat sıçan/rat gibi küçük hayvanlarda yoktur [29].

1.2.1.2.Trabeküler kemik

Trabeküler (veya süngerimsi) kemik, kortikal kemikten çok daha düşük yoğunluğa sahip olan, % 50-90 oranında gözenekli bir yapı gösteren süngerimsi kemik dokusudur [22, 26]. Trabeküler kemik, kabaca çubuk ve plaka benzeri trabeküllere ayrılabilen bireysel trabeküllerden oluşur. Trabeküler kemik, kemiğin maruz kaldığı yüke adapte olma yeteneğine sahip olması nedeniyle, mimarisi/yapısı sürekli değişir. Trabeküler kemik, daha büyük yüzey/hacim oranı nedeniyle kortikal kemikten daha yüksek metabolik aktivite oranına sahiptir. Böylece mekanik bir uyarana tepki, kortikal kemikten çok daha hızlı gerçekleşir [30, 31].

1.2.1.3.Woven ve lamellar kemik

Kortikal ve trabeküler kemikte primerwoven ve sekonder lamel yapı bulunur. Woven kemik yüksek devir oranına ve daha az organize bir yapıya sahiptir; düzensiz bir kollajenfibrilleri düzenine sahiptir ve mineralizasyonu daha rastgeledir. Ayrıca, woven kemikte osteosit ve su içeriği daha yüksektir. Bu özellik, woven kemikte daha hızlı kemik oluşumunu teşvik eder [22].

Kemik olgunlaştıkça, woven kemiğin yerini lamel kemikler alır. Lamel kemik woven kemiğe göre daha az aktiftir. Lamel kemik düzenli bir kollajen lif yapısına sahiptir ve mineralizasyon iyi organize edilmiştir. Bu lamel kemikleri woven kemiği daha güçlü ve daha sert yapar. Woven kemik lamel kemiğin yeniden şekillenme ve kırık iyileşmesinde önemli rol oynar [23].

1.2.2.Kemiğin mikroskopik yapısı

Kemik kırılganlığı biyomekanik açıdan incelendiğinde; kırık oluşumunu azaltmak için kemiğe uygulanan yükleri azaltmak kadar kemiğin gücünü devam ettirmek veya artırmak da son derece önemlidir. Kemiğin gücü; kemiğin boyutu, kütlesi, şekli, mimari yapısı ve kemik dokunun intrinsik özellikleri ile belirlenir. Bu bakımdan, kemiğin primer, sekonder ve moleküler yapı gibi intrinsik özellikleri kemiğin mukavemetinin sürdürülmesi açısından oldukça önemli yere sahiptir.

1.2.2.1.Primer kemik

Kemik dokusunun henüz olgunlaşmamış kemiğine primer kemik denir. Primer kemik embriyonik gelişim sırasında veya kırıkların onarımı sırasında görülür. Geçicidir ve birkaç bölge dışında (kafatası yassı kemikleri, diş alveolleri ve tendonların kemiğe girdiği yerler) yetişkinlerde görülmez. Primer kemik olgun kemik gibi lamel yapı göstermez ve kollajenfibriller rastgele düzenlenmiştir. Olgun kemiğe göre birim başına daha fazla hücre içerir [32].

1.2.2.2.Sekonder kemik

Olgun kemiğe sekonder kemik denir. Kompakt kemik ve süngerimsi kemik olmak üzere iki tipi vardır. Mikroskopik olarak bu iki tip kemik arasında bir fark olmamasına rağmen süngerimsi kemik; mineralize kemik trabekülaları ve çok

sayıda birbiri ile bağlantılı kavitelerin bulunması ile ayırt edilir. Kompakt kemik dokusu kanallar ve lamellerden oluşmuştur ve homojen bir görünüme sahiptir [32].

1.2.3.Kemiğin moleküler yapısı

Kemik matrisi organik (başlıca kollajen) ve inorganik (yani Hidroksi Apatit (HA)) bileşenlerinden oluşur. Kemik dokusu hacminin % 90'ından fazlası bu matristen, geri kalanı hücrelerden, kan damarlarından ve sudan oluşur [22, 26, 29, 33]. Kısacası, organik matristeki kollajen, kemiğe biçimini verirken, inorganik matristeki mineraller ise kemiği sertleştirir. Bu bileşenler birlikte, kemiğin biyomekanik özelliklerini ve işlevsel bütünlüğünü belirler [33].

1.2.3.1.Organik bileşenler

Kemiğin organik matrisi yoğun, lifli bir yapıdır. Kemik hacminin yaklaşık %32'sini kaplar ve organik matrisin yaklaşık % 90'ını, küçük miktarlarda tip V ve tip XII kollajenlerin eşlik ettiği, tip I kollajen oluşturur [34-36]. Kollajen olmayan glikoproteinler ve proteoglikanlar, organik matrisin kalan % 10'unu oluşturur.Tip I kollajen, benzersiz bir aminoasit içeriğine ve nispeten kalın fibrillere sahip olduğundan diğer kollajen tiplerinden farklıdır. Tip II kollajen de lif oluşturur, ancak genellikle eklem ve kıkırdak gibi diğer dokularda bulunur. Kollajen olmayan proteinler, kemiğin mineralizasyonunu ve kemik hücrelerinin davranışını etkilemenin yanı sıra organik matrisin organizasyonunu da etkileyebilir [33]. Ek olarak, organik matris, kemik hücresi fonksiyonlarını kontrol etmede önemli rol oynayan büyüme faktörlerini de içerir [24].

1.2.3.2.Kollajen

Kollajen, memelilerde toplam proteinin yaklaşık %30'unu içeren, tendon, deri, kıkırdak ve kemik gibi farklı bağ dokularda bulunan lifli bir proteindir. Genellikle ağsı veya lifsi yapıda, önemli yapısal bir protein olan kollajen molekülü bağ dokuda son derece önemlidir [37]. Ekstraselülermatriksin (ESM) önemli bir kısmını oluşturan ve biyolojik yapılardaki bağ rolü nedeniyle birçok canlı organizmada en çok bulunan moleküllerden biridir. Kollajen moleküllerinin ana görevi omurgalılara yapısal ve mekaniksel özellikler sağlamaktır [38].

Kollajen, hayvanlarda bulunan farklı bağ dokuların temel yapısal proteinidir. Çoğunlukla tendonlar ve ligamentler gibi lifli dokularda bulunan kollajen ayrıca kornea, kıkırdak, kemik, kan damarları, bağırsak ve omurlar arası disklerde de bol miktarda bulunur [39]. Kollajen molekülleri, sarmal yapıda üç polipeptit zincirden meydana gelir. Polipeptit alt birimler olan α-zincirler, kollajen molekülünün üçlü sarmalını oluşturur. İki α zinciri, β-peptit zinciri olarak bilinen bir peptit zincir dimerine dönüşürken, üç α zinciri, γ-peptit zinciri (tropokollajen molekülü) olarak bilinen peptit zincir trimerine dönüşür [37]. Her bir peptit zinciri yaklaşık 100 Kilodalton (kDa)'lıkmolar kütle ile ortalama 300 nm uzunluğunda, 1.5nm çapındadır ve karakteristik üçlü bir sarmalda birbiri etrafında sarılmış tam 1050 aminoasit kalıntısı içerir [40]. Genel olarak, kollajendeki aminoasit dizisi tekrarlayan tripeptit birimidir (Gly-X-Y). Gly, glisin, X sıklıkla prolin, Y ise hidroksiprolindir. İnsanlarda bulunan ve literatürde rapor edilen en az yirmi farklı kollajen tipi vardır [38, 41-45].

1.2.3.3.Kollajen olmayan proteinler

Görevleri tam olarak anlaşılamamış olmakla beraber; büyüme faktörlerinin salınımına yardımcı olmak, HA kristallerinin kollajene tutunmasını sağlamak, organik matriksin kalsifikasyonu, osteoblast ve osteoklast metabolizmasını düzenlemek gibi fonksiyonları olduğu düşünülen az sayıda çeşitli proteinler de bu organik yapının içinde bulunmaktadırlar. Osteokalsin, osteonektin, osteopontin, kemik sialoprotein, en çok bulunan kollajen olmayan proteinlerdendir [46].

Kemiğin kollajen olmayan proteinleri, yerel veya eksojen kaynaklardan ortaya çıkan karmaşık bir moleküller kümesidir. Kemik minerali mükemmel bir adsorban olduğu için, çoğu dolaşım ve / veya hücre yüzeyi proteini, hemen veya daha sonra etkileri olabilecek kemiğe bağlanır. Bunlar, kandan alfa 2-HS-glikoproteini ve hem kemik hem de kemik olmayan hücrelerden türetilmiş güçlü büyüme faktörleri TGF-beta, PDGF, IGF-1, FGF-a ve -b ve IL-1'i içerir. Ayrıca, alkalin fosfataz gibi kemik hücre zarı proteinleri hücre yüzeyinden ayrılabilir ve kemik matrisine tutturulabilir. Kemik, çeşitli adsorpsiyonprosesleri ile çeşitli enzimlerde ve inhibitörlerinde zenginleştirilmiştir. Bir kemik hücresi ürünü olan osteokalsin bile, mineral bağlanma (Gla) grupları yoluyla kemiğe adsorbe edilir. Kemik

sialoproteinleri(BSP-I veya osteopontin ve BSP-II) ayrıca asidik gruplar yoluyla minerale bağlanırlar. Bu fenomen nedeniyle, verilen bir proteinin kemikte varlığının avantajlı veya sadece tesadüfi olup olmadığını ayırt etmek zordur. Uygun olan kemik matrisi, Tip-I kollajen ve osteonektin (bir fosforlanmışglikoprotein) ve kemik kollajenfibrillerine katılan küçük proteoglikanlar (PG-I ve / veya PG-II) gibi diğer osteoblast ürünlerinden oluşur. Bu proteinler, doku morfogenezinde ve / veya farklılaşmasında ilave rollere sahip olabilir [47].

1.2.3.4.İnorganik bileşenler

İnorganik kemik matrisi, bir iyon rezervuarı görevi görür ve kemik hacminin yaklaşık % 43'ünü kaplar. Vücudun minerallerinin çoğu kemikte bulunur; bunlar, % 99 kalsiyum, % 85 fosfor, % 40-60 sodyum ve magnezyumdur [22, 26, 31]. Ek olarak, karbonat, fosfat, potasyum, sitrat ve florür gibi önemli miktarda diğer iyonlar da mevcuttur [27].

1.2.3.5.Hidroksiapatit

İnorganik maddeler kemiğin kuru ağırlığının yaklaşık %50’ ni oluşturur. En fazla bulunan kalsiyum ve fosfattır. Ayrıca, matriks içinde bikarbonat, potasyum, sodyum, magnezyum ve sitrat da yer alır. Kemikteki mineraller, karbonat iyonları ve hidrojen fosfat grupları da içeren, plaka benzeri veya iğneye benzer HA kristallerinden (Ca_{10} $[PO_4]_6$ $[OH]_2$) oluşur[27]. Bu kristallerin bileşimi, örneğin; karbonat ve fosfat konsantrasyonu, kristal ömrünün bir fonksiyonu olarak artar[34, 48-51]. Bu, kristallerin biyolojik fonksiyonlarının hem mevcut mineral miktarına hem de kristallerin ömrüne bağlı olduğu anlamına gelir [22].

1.3.Kemik Hücreleri

Kemik hücreleri kemik oluşumundan, emiliminden, kemiğin onarımından ve vücuttaki mineral homeostazının kontrolünden sorumludur. Bu işlevler, hem morfolojileri hem de özellikleri bakımından farklılık gösteren özel kemik hücreleri formları ile sürdürülür. Kemik oluşturucu hücreler mezenkimal kök hücrelerden farklıdır, oysa kemik emici hücreler hematopoetik kök hücrelerden köken alır.

Kemik yüzeylerini örten karmaşık hücre ağı gerilmelere karşı hassastır ve mekanik yükleme kemiğin yeniden şekillenmesini ve oluşumunu teşvik eder [22, 29].

1.3.1.Osteoblastlar

Osteoblastlar, kemik yüzeyinde lokalize olan, kemik oluşturan ana hücrelerdir. Osteoblastların temel işlevi yeni organik kemik matrisini sentezlemektir ancak kemik matrisinin mineralizasyonunu da etkileyebilir. Aktif osteoblastlar üç çeşitten birine dönüşebilir;

1) Kemik yüzeyinde kalabilir ve kemik astar hücreleri haline gelir,
2) Kendilerini kemik matrisi ile çevreler ve osteositler haline gelir,
3) Kemik oluşum bölgesinden kaybolur.

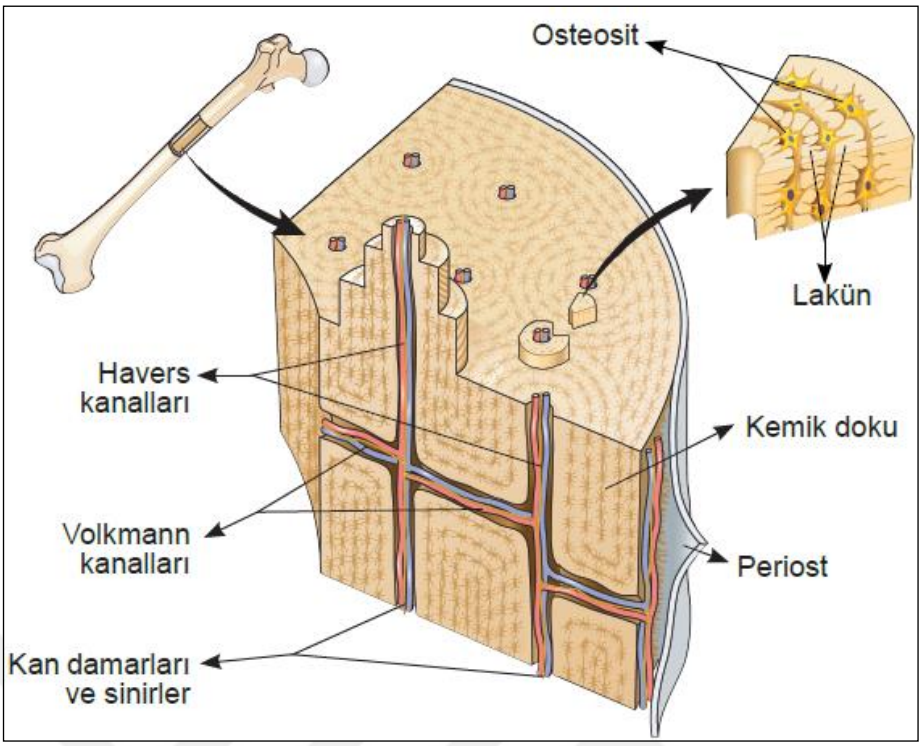
Kemik astar hücreleri, kemik matrisine karşı düzleşir, oysa osteositler organik matris içine gömülür [22, 29].

1.3.2.Osteoklastlar

Osteoklastlar, ana kemik rezorbsiyon hücrelerdir. Çok sayıda mitokondri ve lizozom ile çok çekirdeklidirler (3-20 çekirdek). Kemik dokusunu emerek kemiğin yeniden şekillenmesine katılırlar ve osteonalrezorbsiyon boşlukları oluşturmaktan sorumludurlar. Yüksek sayıda mitokondri; hücrelere kemiği yeniden rezeorbe edebilmeleri için ihtiyaç duydukları gerekli enerjiyi sağlar. Osteoklastlar, kemik yüzeyine bağlanır ve hücre ile kemik matrisi arasında kapalı bir boşluk oluşturur. Daha sonra proton pompaları protonları kapalı alana taşır ve kemik mineralini çözen pH'ı azaltır. Kalan organik matris daha sonra hücre asit proteazları salgıladığında bozulur [22, 29].

1.3.3.Osteositler

Olgun insan iskeletinde, kemik hücrelerinin % 90'dan fazlasını osteositler oluşturup organik bir matrisle çevrilidirler. Şekil 1.1’de görüldüğü gibi, osteositler tek bir çekirdeğe ve diğer hücrelerden sitoplazmik işlemlerle temasta bulunan uzun dallı sitoplazmik yapılara sahiptir [22].



Şekil 1.1.Kemik dokuyu oluşturan yapılar: Osteositler[52]

1.3.4.Osteoprogenitör hücreler

Genel olarak rezerv hücreler olarak kabul edilirler ve uygun bir stimülasyonlaosteablastlara dönüşebilirler. Bunlar periosteumun iç tabakasında ve kemik iliği kaviteleri üzerinde hücre toplulukları şeklinde bulunurlar. Osteoprogenitör hücreler yoğun bölünme ve prolifere olma kapasitesine sahiptir [32].

1.4.Kemik Oluşumu (Osteogenezis)

Kemik oluşumu, kemikleşme veya osteogenez olarak da bilinir. Kemik oluşumu, kemik üreten osteoblast hücreleri tarafından tetiklenir. Kıkırdakta kemik oluşumu meydana gelebilir (endokondral kemikleşme) yani organik matris zarı içinde endokondral oluşum veya bir kıkırdak doku öncüsü olmadan direkt mezenşimal dokunun farklılaşmasına (intramembranöz kemikleşme) uygun olarak endokondral ve intramembranöz kemikleşme şeklinde meydana gelebilmektedir. Kemik oluşumu aynı mekanizmayı takip eder ve yaşam boyunca oluşabilir. İlk önce mezenkimal kök hücreler osteoblast haline gelir ve mineralleşmeye başlayan hücre

dışı matrisi salgılar. Mineralli matrisle çevrili osteoblastlarosteosit olur. Bundan sonra osteoklastlar ortaya çıkar ve yeniden şekillenme süreci başlar. Yeniden yapılanma süreci olgunlaşmamış woven kemiği olgun lamel kemiklere dönüştürür ve ayrıca olgun lamelli kemiği yeniden rezorbe eder ve değiştirir [21].

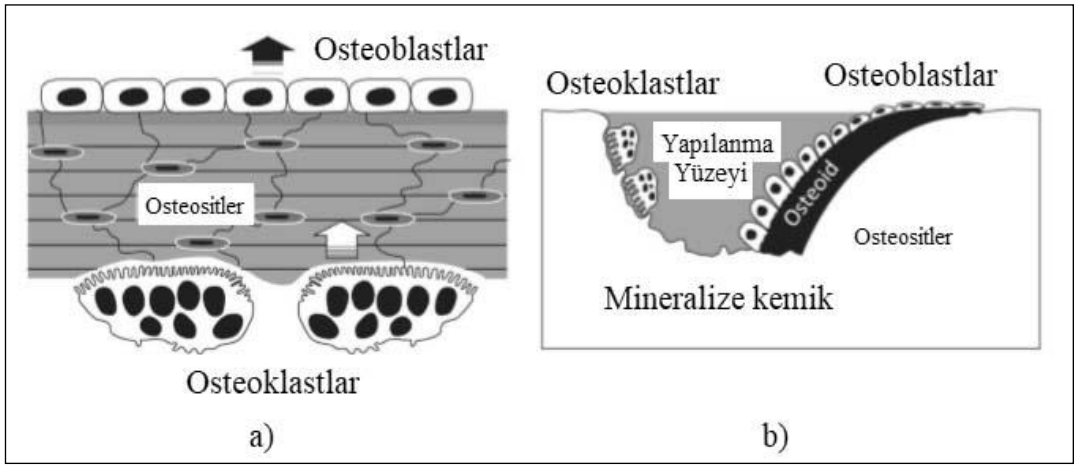
Kemiklerin büyüklüğü ve formu esas olarak genom tarafından belirlenir, ancak kemiklerin mekanik yüklenmesinin kemik dokusunun büyümesini ve adaptasyonunu değiştirdiği bilinmektedir. Uygun şekil ve büyüklükte kemik oluşturmamak iskelet deformitesine yol açar [21]. Kemik oluşumunda, ilk olarak woven kemik oluşur; rastgele bir organizasyonu vardır ve lamel kemiklere kıyasla daha az mineralizedir. Nispeten kısa bir süre içerisinde [53], kemik matrisi daha düzenli hale gelir ve woven kemik yerine lamel kemik kullanılır [22].

1.5.Yapılanma ve Yeniden Yapılanma

Embriyonik iskelet oluşturulduktan sonra, osteoblastlar ve osteoklastlar her kemiğin modellenmesini ve yeniden yapılandırılmasını başlatır [21, 30, 54]. Genel olarak, modelleme sırasında kemiğin şekli değişir, halbukiyeniden yapılanma kemik dönüşümünü ifade eder ki bu kemiğin şeklini değiştirmez. Genellikle bu iki işlem eşzamanlı olarak gerçekleşir ve bunların ayırt edilmesi zor olabilir. İskeletin büyümesi sırasında dönüşüm oranı, yaşamın ilk yılında yıllık % 100'e yakındır, ancak daha sonra çocukluktan itibaren artan yaşla birlikte yılda yaklaşık % 10'lara düşer ve genellikle bu oranda devam eder veya yaşam boyunca daha da düşer. Modelleme, genellikle büyüme sırasında, koordineli emilim ve kemik oluşumu kemiğin şeklini değiştirdiğinde gerçekleşir[21, 30]. Kemikler büyüdüğünde, özellikle uzun kemikler, epifizlerin büyümesi kemiği uzatır ve metafizler uzun kemiğin tipik yapısını vermek için yeniden şekillendirilmelidir. Yetişkinlerde, kemikler tamamen büyür, ancak iskelet büyümesi sona erdikten sonra da kemiklerin yeniden şekillenmesi devam eder. Yeniden şekillenme fizyolojik ve yaşa bağlı olmak üzere ikiye ayrılabilir. Fizyolojik yeniden yapılanma, yani kabaca aynı lokasyonda kemiğin çıkarılması ve değiştirilmesi, kemiğin şeklini etkilemeden yaşam boyunca gerçekleşir [21].

Fizyolojik remodeling, kemik yüzeyinde ve kemik içinde meydana gelir. Yaşa bağlı yeniden yapılanma veya kemik kaybı, özellikle yaşlılarda belirgindir. Yaşla birlikte, kemik kitlesi trabeküler sayı ve kortikal kemik kalınlığı azaldıkça azalır ve kortikalkemik gözeneği artar [21, 30]. Ek olarak, uyarlamalı modelleme ve yeniden şekillenme kemik şeklini, yoğunluğunu ve boyutunu etkiler. Kemik dokusu oldukça uyumludur [24] ve Wolff'ın kanununa göre kemik mekanik yükleme ortamına adapte olur [55].

Bu nedenle, kemiklerin mekanik uyarımı genellikle kemiğin yapısı ve mekanik özellikleri üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir [21, 56, 57]. Osteoblastlar ve osteoklastlar, yükleme ortamına uyum sağlamak için kemikleri yeniden şekillendirmek için birlikte çalışırlar. Osteoklastlar kemiği rezorbe eder ve osteoblastlar emilim yerinde yeni bir kemik oluşturur. Şekil 1.2a'da görüldüğü gibi, kemik modellemesi sırasında, osteoblastların ve osteoklastların hareketleri birbirine bağlı değildir. Bu nedenle kemiklerin miktarı ve şeklinde hızlı değişiklikler meydana gelebilir [58]. Şekil 1.2b'de görüldüğü gibi, kemiğin yeniden şekillenmesi sırasında, osteoblastlarosteoklastlarla birlikte çalışır ve yeniden şekillenme dengeli ise kemik miktarındaki ve şeklindeki net değişiklikler düşük kalır [30].



Şekil 1.2.Osteoblastların ve osteoklastların fonksiyonunun şematik gösterimi a)Yapılanma b)Yeniden yapılanma [58]

1.6.Osteoporoz

Osteoporoz, kemik kütlesinin/yoğunluğunun azalması ve yapısal dokunun bozulması ile karakterize ilerleyici bir sistemik iskelet hastalığıdır. Kemik oluşumu

başlangıçta kemik emilimini aşar, ancak ilerleyen yaşla birlikte, kemik kütlesinde net bir kayba neden olacak şekilde tersine döner. Bu artmış kemik kırılganlığına ve kırılmaya yatkınlığa yol açmaktadır [59]. Osteoporotik (kırılganlık) kırıklar normalde kırılma ile sonuçlanmayan mekanik kuvvetlerden kaynaklanan kırıklardır. Osteoporotik kırıklar düşük kemik mineral yoğunluğu ile ilişkili kırıklar olarak tanımlanır ve omurga, önkol, kalça, omuz kırıklarını içerirler [60].

2004 yılında, Amerika Birleşik Devletlerinde yapılan bir çalışmaya [61] göre, kemiklerde piramidal bir osteoporoz oluşumu tanımlanmıştır. Bu piramidal yapının tabanı kalsiyum, D vitamini, fizik tedavi ve düşmeyi önleme içerir. İkinci seviye, osteoporozun ikincil nedenlerinin tedavisi veya ortadan kaldırılmasını gerektirir. Üçüncü seviye, emilim önleyici veya anabolik ilaçlar ile yapılan tedavilerden oluşur.

Osteoporoz, bir çeşit kemik erimesidir ve dolayısı ile kemik mukavemetini düşürür. Çünkü kırılmadan önce herhangi bir semptom yoktur. Risk altındaki popülasyonların taranması bu nedenle önemlidir. Bununla birlikte, bir kişinin bir kemiği kırıldığında, bir başka kırılganlık kırılma riskini önemli ölçüde arttırır [61].

Osteoporoz, halk sağlığı ve yaşam kalitesi üzerinde büyük etkiye sahiptir. Osteoporoz yaşlılarda önemli sakatlık, morbidite ve mortalite vakalarından biridir. Dünya nüfusunun ilerici yaşlanması nedeniyle artan şiddeti ve sıklığı ile günümüz dünyasında sosyoekonomik bir sorundur. Kemiklerin sağlığı; genlere, vücuttaki seviye ve hormonlara, vücudun fiziksel olarak aktif olmasına ve bireyin beslenmesine bağlıdır. Osteoporoza neden olan kemik yoğunluğunun azalmasına neden olan başka faktörler de vardır. Sebeplerin bazıları kontrol edilebilirken diğerleri kontrol edilemez [62].

Osteoporoz; kemiklerin zayıfladığı ve kırılma ihtimalinin yüksek olduğu bir hastalıktır. Osteoporozu olan insanlar en sık kalça, omurga ve el bileğinde kemik kırılması ile karşılaşırlar. Bu durum ağrı, solunum zorluğu, hareket kaybına ve hatta bazı kırıklarda komplikasyonlar meydana geldiğinde ölüme neden olabilir. Kemiklerin kırılması küçük düşmelerden veya ciddi durumlarda hapşırma veya mobilyaya çarpma gibi basit hareketlerden dahi kaynaklanabilir [62].

1.7. Kemik Fonksiyonu

İnsan iskeletini oluşturan çok çeşitli ve yapıda bulunan kemiklerin çok önemli işlevi bulunmaktadır. İskeletin vücutta iç organları korumak ve mineral iyonu homeostazını korumak gibi birçok önemli işlevi vardır. Kas kasılması onları tendonlara ve ligamentlere uygulanan kuvvetler ile hareket ettirdiğinde kemikler vücut hareketlerine katılırlar. İskelet ayrıca vücuda bütünlüğünü sağlar ve önemli mekanik özelliklere sahiptir [23, 30].

Genel olarak, kemik üzerindeki baskı kuvvetini sağlayan kortikal kemiktir. Ayrıca kortikal kemik uzun kemiklerin diyafizinde bükülmeye karşı maksimum direnç sağlar. Süngerimsi trabeküler kemik, kortikal kemiğe kıyasla hacim başına yaklaşık yirmi kat daha yüksek bir yüzey alanına sahiptir. Trabeküler kemik, mekanik yükleme altında bir miktar uzamaya izin verecektir [22]. Organik matris; kemiğe formunu ve çekmeye karşı direnç gösterme kabiliyetini verirken, inorganik matristeki mineraller basmaya karşı direnç gösterir [63]. Bu özellikler, kemiğin mekanik özelliklerini önemli ölçüde belirlerler. Bu nedenle, organik ve inorganik matrisler arasındaki denge çok önemlidir. Basit bir ifadeyle, mineraller kemiği sertleştirir ancak kırılgan hale getirir ve kollajen kemiği esnek ama yumuşak yapar. Kollajen ağının bütünlüğünün tokluk ve güçlülük üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olduğu ancak kemiğin sertliği üzerinde etkisi olmadığı gösterilmiştir [64]. Ayrıca kollajen çapraz bağları kemiğin mekanik özelliklerini etkiler [63]. Kollajen çapraz bağlarının bükülme mukavemeti ve kemik tokluğu üzerinde bir etkisi olduğu öne sürülmüştür ancak çapraz bağların olgunluğu kemiğin mekanik özellikleri için çok önemli olmayabilir [63]. Yaşla birlikte, kollajen ağının mekanik bütünlüğü bozulur, oysaki mineraller birikmeye devam eder [22, 65]. Bu değişiklikler kemikleri daha kırılgan hale getirdiğinden kırılma riskini artırabilir.

1.8.Kanatlı Hayvanlarda Kemik Yapısı

Tüm omurgalı hayvanlar iskelet sistemine sahiptir. İskelet, bir hayvanın ayakta durabilmesini ve iç organlar ile dokuların korunmasını sağlar. Kanatlı iskelet sistemi memelilerinkine benzer, ancak bir kanatlı iskelet sistemi vücuda gerekli

desteği sağlarken uçabilecek kadar hafif olması gerekir. Sonuç olarak, bir kanatlı iskeleti bazı benzersiz özellikler içerir.

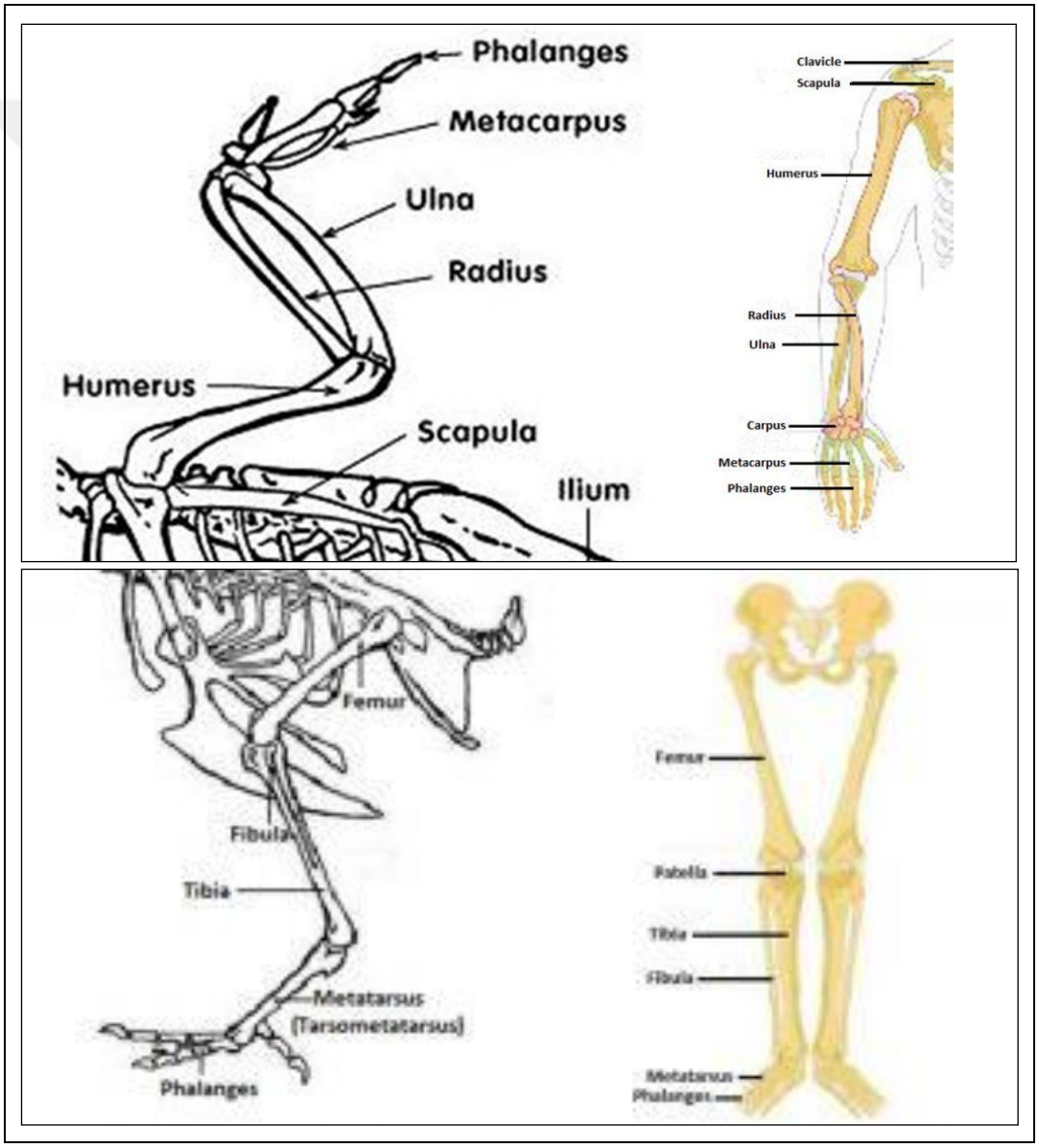
Şekil 1.3'de, bir kanatlı türü olan tavuğun iskelet yapı kısımları görülmektedir. Bazı vertebra bölümleri (omurga bölümleri) uçuş için gerekli sertliği sağlamak için kaynaşmıştır. Sternum (göğüs kemiği veya omurga), ana uçuş kaslarının takılmasına izin verecek kadar büyük bir yüzey alanına sahiptir. Kafatasının büyüklüğü, diğer türlerin kafataslarına kıyasla orantılı olarak küçüktür. Çünkü büyük bir kafa uçmayı zorlaştırır. Kuyruk pygostyle denilen kaynaşmış kemiklerin kısa bir bölümüdür. Kaburgalar, kaburgalardan çıkıntı yapan ve bitişik kaburgaları birbirine bağlayan ve uçuş sırasında çökmemesi için kaburga kafesine kuvvet veren üst üste binen kanatların üstünü kaplayan birleştirme işlemini içerir. Boyun çoğu türde uzundur. Uzun, esnek bir boyun bir kanatlı indiğinde çok fazla sarsıntıdan beynin hassas dokuları koruyan bir amortisör görevi görür. Bir kuşun vücudu sert olduğu için uzun boyun, kuşun yerde bulunan yiyeceklere daha kolay ulaşmasını sağlar. Uzun boyun ayrıca, bir kuşun yürüme merkezinin dikey pozisyonundan kuşun daha yatay pozisyonuna geçmesi durumunda, kuşun ağırlık merkezinin ayarlanmasına izin verir.



Şekil 1.3.Kanatlı iskelet sistemi modeli [52]

Kanatlı hayvanların kemik yapılarının yoğunluğu, memelilerin kemik yoğunluğuna göre daha düşük olduğundan kanatlıların kemikleri daha hafiftir. Çünkü kanatlıların

kemikleri daha çok gözenekli yapıya sahip olduğundan kanatlıların kemikleri, memelilerinkinden daha hafiftir. Kemiklerin bazıları oyuktur ve aslında kanatlıların solunum sisteminin bir parçası olarak işlev görür. Pnömatik kemikler olarak adlandırılan bu kemikler arasında kafatası, humerus, klavikula, salma, pelvik kuşak, lumbar ve sakral omurlar bulunur. Kanatlıların iskeletindeki diğer önemli kemikler medüller kemiklerdir. Bu kemikler arasında tibia, femur, kasık kemiği, kaburgalar, ulna, ayak kemikleri ve skapula bulunur. Medüller kemikler, tavuklar yumurtlarken önemli bir kalsiyum kaynağıdır.



Şekil 1.4.Kanatlı (solda) ve insan (sağda) kol kemiklerinin karşılaştırılması [52]

Şekil 1.4’de görüldüğü gibi, kanatlıların iskeletleri ve diğer hayvanlar arasında önemli farklılıklar olmasına rağmen, bazı benzerlikler de mevcuttur. Genel olarak, kanatlılar, insanlar da dahil olmak üzere diğer birçok hayvanla aynı iskelet yapısına sahiptir.

1.8.1. Tavuk ve insan eklem sisteminin karşılaştırılması

Tavuk ve insanların kol eklemleri kolayca mukayese edilebilir. Ancak bacak eklemlerinin karşılaştırılması, kol eklemlerinin karşılaştırılması kadar açık değildir. Scapula ile humerus arasındaki eklem omuzdur. Humerus ile radius / ulna arasındaki eklem dirsektir. Radius / ulna ve metacarpus arasındaki eklem el bileğidir.

Hem insan hem de tavuk bacağında bir femur, bir fibula ve bir tibia bulunur. Tavukta, femur uyluk etini tutar ve fibula / tibiakombinasyonu baget etini tutar. Tavuğun metatars'ı sap olarak bilinir ve tavuk parmak uçlarında yürür. Femurun üstündeki eklem kalçadır. Femur ve fibula / tibia arasındaki eklem dizdir. Fibula / tibia ve metatarsus arasındaki eklem ayak bileğidir [52].

1.9. Kemik Biyomekaniği

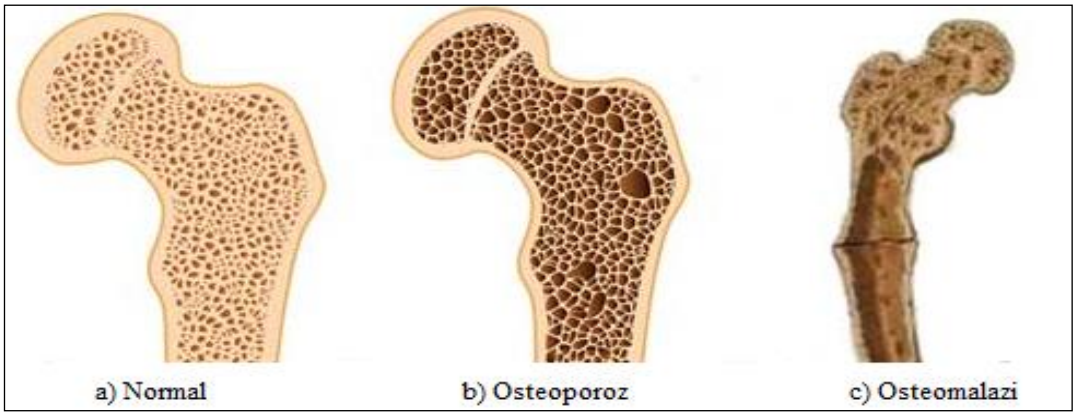
Biyomekanik, cisimlerin davranışında mühendislik metodları kullanılarak iç veya dış yüklerin canlı sistemlerde gerçekleştirdiği etkileri inceleyen bir bilim dalıdır. Biyomekanik canlı organizmanın kuvvet, hareket ve duruşu ile meşgul olur.Kemik dokunun mekanik özellikleri kemiğin yapısal ve fonksiyonel karakterini yansıtan temel parametreler olarak kabul edilir. Bu parametreler tüm anatomik ünitelerden ölçülebildiği gibi yapısal komponentlerden izole edilerek hazırlanan örneklerden de ölçülebilir [66, 67].

Kemik biyomekaniğinde asıl incelenen nokta kemiğin kırılganlığıdır. Kırılganlık genel anlamda kemiğin kırılma yatkınlığını ifade eden bir terimdir. Kırılganlık; BMD, geometrisi, gücü, kalitesi ve esnekliği ile doğrudan ilişkilidir. Kırılabilirlik (brittleness) ise kırılganlığın bir ölçüsüdür ve normal kemiğe göre daha kolay kırılan bir kemiği ifade eder [68].Kemik bilindiği gibi mineral ve kollajen olmak üzere iki komponentlikompozit bir materyaldir. Mekanik özellikleri birbirinden

farklıdır. Mineral faz kemiğe güç (yük taşıma kapasitesi) ve mekanik rijidite (sertlik) kazandırırken, kollajen mekanik kuvvetlere karşı direnç, dayanıklılık ve kısmen esneklik kazandırır [23, 63, 69].

Kemik biyomekaniğinde kırılganlık; yapısal (ekstrinsik, organ boyutu) ve materyal (intrinsik, doku boyutu) olmak üzere iki bölümde incelenir. Yapısal özellikler daha çok kemiğin mineral fazı ile ilişkiliyken, materyal özellikler kemiğin her iki fazı ile de ilişkilidir. Kemiğin yapısal özellikleri maksimum kırılma kuvveti (ultimateload veya ultimateforce), maksimum yer değiştirme (ultimatedisplacement), sertlik (stiffness) ve kırılıncaya kadar depolanan enerji (worktofailure) parametreleri ile değerlendirilir. Materyal özellikleri ise maksimum gerilme (ultimatestrength), maksimum gerinim (ultimatestrain), esneklik katsayısı (elastik modulus veya Youngmodulusu) ve dayanıklılık (toughness) parametreleri ile incelenir. Kemiğin yapısal ve materyal parametreleri birlikte değerlendirilerek, kemiğin kırılabilirliği ve kalitesi hakkında bilgi edinilir. Bu yöntemle, kemik kalitesini etkileyen (azaltan veya bozan) bazı iskelet sistemi hastalıklarının, mekanik anlamda kemikte ne tür değişikliklere neden olarak kırılganlığı arttırdıkları saptanabilir ve gerekli tedavi prosedürleri geliştirilebilir [63, 66, 67, 70].

Bazı iskelet sistemi hastalıkları kemik yapısını farklı yollarla etkileyerek kırıklara neden olabilir. Örneğin, osteopetroz ve osteomalazi önemli iskelet sistemi hastalıklarıdır ve her ikisinde de kırık oluşma insidansı oldukça yüksektir. Ancak, biyomekanik açıdan kabaca incelendiğinde aralarında bazı farklılıklar olduğu saptanabilir. Şekil 1.5b'de görüldüğü gibi osteopetrotik kemikler oldukça sert (yüksek düzeyde mineralize) ve kırılgan kemiklerdir. Kırılmadan önce çok az enerji absorbe ederler. Bu nedenle böyle bir kemiğin bir travma karşısında kırılma yatkınlığı oldukça yüksektir. Şekil 1.5c'de görüldüğü gibi osteomalazi güçsüz ve sünek (ductile) kemikler ile karakterizedir. Osteopetrozda olduğu gibi kırılıncaya kadar depolanan enerji genellikle düşüktür. Ancak, bu kemikler kırılmadan önce önemli derecede deforme olabilmektedirler. Osteomalazik kemikler genellikle yük altında eğilir ve deforme olurlar. Aynı durum osteopetrotik kemik için söz konusu değildir. Bu kemiklerde uzama ya çok küçüktür ya da yok denecek kadar azdır [71].



Şekil 1.5. a) Normal kemiğin yapısı b)Osteoporoz'da kemiğin yapısı c)Osteomalazi'de kemiğin yapısı [72]

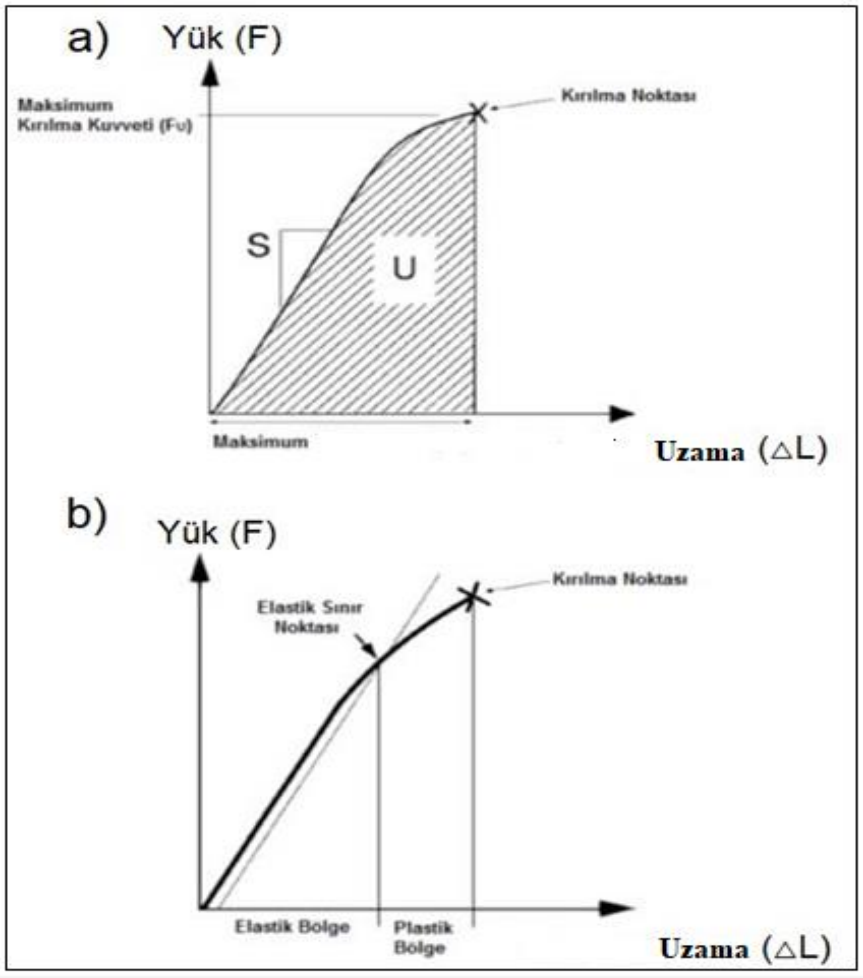
Sonuç olarak, kemiğin kırılganlığı ve kırılabilirliği başta olmak üzere kemik biyomekaniği ile i) bir kemiğin yapısal ve/veya materyal özellikleri, ii) patolojik durumlarda yapısal ve/veya materyal boyutta ne tür değişikliklere neden olarak kırılmayı kolaylaştırdığı ve iii) patoloji ile ilişkili tedavi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

1.9.1. Biyomekanik terminolojisi ve kemiğin biyomekanik özellikleri

Kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde temel unsur dokuya uygulanan yük (load) ve dokuda bu yük nedeniyle oluşan uzama arasındaki ilişkinin saptanmasıdır [73]. Bu ilişki çeşitli test yöntemleri ile saptanarak kemik materyaline ait yük-uzama eğrisi (load-displacementcurve) çizilebilir (Şekil 1.6. a ve Şekil 1.6. b). Temelde yük uzama eğrisi, herhangi bir yönde uygulanan kuvvet nedeniyle dokuda gerçekleşen toplam harabiyeti gösterir [67].

Yük-Uzama eğrisi, elastik ve plastik olmak üzere iki bölgede incelenir (Şekil 1.5. b). Elastik bölge eğrinin başlangıç bölümünde yer alan lineer bölgedir. Kemik bu bölgede yay gibi davranır. Uygulanan yük arttıkça oluşan uzama miktarı artar. Kuvvetin ortadan kaldırılmasıyla kemik orijinal formuna döner. Kemikte, yük nedeniyle oluşan uzama bu bölgede kalıcı değildir. Ancak uygulanan kuvvet, elastik sınır noktası (yieldpoint) olarak adlandırılan bölgenin dışına çıktığında kemikte oluşan uzama geri dönüşümsüzdür. Plastik bölge olarak adlandırılan bu

bölgede kemikte oluşan hasar, trabekülermikrokırıklar, lamellar kaymalar ve sonuçta oluşan kırık nedeni ile kalıcıdır. Plastik bölgenin büyüklüğü kemiğin sünekliğinin ölçüsüdür. Bu bölge ne kadar küçük olursa kemik o derece kırılgandır. Elastik sınır noktası bu iki bölge arasında yer alır ve elastik bölge ile birlikte kemiğin esnekliğini kaybetmeden ne kadar deforme olabileceğini gösterir [23, 70, 75].



Şekil 1.6.a)Yük-Uzama eğrisi ve bu eğriden saptanan yapısal biyomekanik parametreler. b)Yük-Uzama eğrisi ve bu eğrinin bölümleri [74]

Yük-Uzama eğrisi ile kemiğin yapısal (dışsal) özellikleri, diğer bir ifadeyle organ boyutundaki özellikleri saptanabilir. Tokluk (stiffness; S) veya yapısal rijidite (structuralstiffness) önemli bir dışsal parametre olmakla birlikte, kemiğin mineral fazı ile yakından ilişkilidir. Tokluk, uygulanan kuvvete karşı kemiğin gösterdiği direnci yansıtır ve elastik bölgenin eğiminden saptanır. Yük-Uzama eğrisinin

altında kalan alan kemiğin kırılıncaya kadar depoladığı enerji (worktofailure; U) olarak tanımlanır ve kemiğin kırılganlığı hakkında bilgi verir. Maksimum uzama(ultimatedisplacement) kemiğin kırılma anına kadar dokuda oluşan uzama miktarıdır ve kemiğin kırılabilirliği (brittleness) ile ilişkilidir.

Maksimum kırılma kuvveti (ultimateload veya ultimateforce) kemiğin kırılma anında gözlenen kuvvet değeridir ve dokunun yapısal açıdan genel bütünlüğünü yansıtır. Sonuç olarak yük-uzama eğrisinden elastik sınır bölgesi, maksimum kırılma kuvveti ve maksimum uzama direkt olarak ölçülebilir. Sertlik ve depolanan enerji ise yük-uzama eğrisinden hesaplanır [23, 67, 70, 71, 76, 77].

Kemiğin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yapısal özelliklerinin yanında materyal özelliklerinin de göz önüne alınması gerekir [23, 70]. Dokunun organ boyutunda elde edilen en önemli veri sertlik ve maksimum kırılma kuvvetidir. Diğer parametrelerde olduğu gibi sertlik ve maksimum kırılma kuvveti de kemiğin şekline ve büyüklüğüne bağlıdır. Ancak deneysel çalışmalarda, örneğin büyüklüğü veya hazırlanışı sırasında tıraşlanarak veya kesilerek doku şeklinin değiştirilmesi nedeni ile mekanik sonuçlar üzerinde olumsuz etkileri görülebilir. Bu olumsuzlukları gidermek için uygulanan yük ve uzama, kesit alan (cross-sectionalarea) veya atalet momenti (moment of inertia) ile normalize edilerek, stres ve strain cinsinden ifade edilir [63, 78]. Böylece, kemiğin mekanik analizi organ boyutundan doku boyutuna geçerken, farklı geometrik özelliklere sahip materyalin sağlıklı bir şekilde karşılaştırılması sağlanır.

Gerilme, mühendislik alanında birim alan başına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır ve kuvvetin alan başına yoğunluğunu yansıtır. Gerinim, birim uzunluk başına değişimdir. Gerilme, metrekare başına kuvvet (N/m2), diğer bir ifade ile paskal (Pa) olarak standardize edilir. Gerinimbirimsizdir ve çoğunlukla μ strain ($x10^{-6}$ mm/mm) veya yüzde ($x10^{-2}$ mm/mm) olarak ifade edilir. Mekanik fizikte üç tip saf (tek-yönlü) kuvvet bulunur. Bu kuvvetler; germe (tensile), sıkıştırma (compression) ve makaslama (shear) kuvvetleridir. Anılan kuvvetlerin dokuda oluşturduğu stres ve strain tanımları kuvvetin uygulanma doğrultusuna göre yapılır. Eğer kemik dikey kuvvetlerin etkisi altında ise germe veya sıkıştırma stresine,

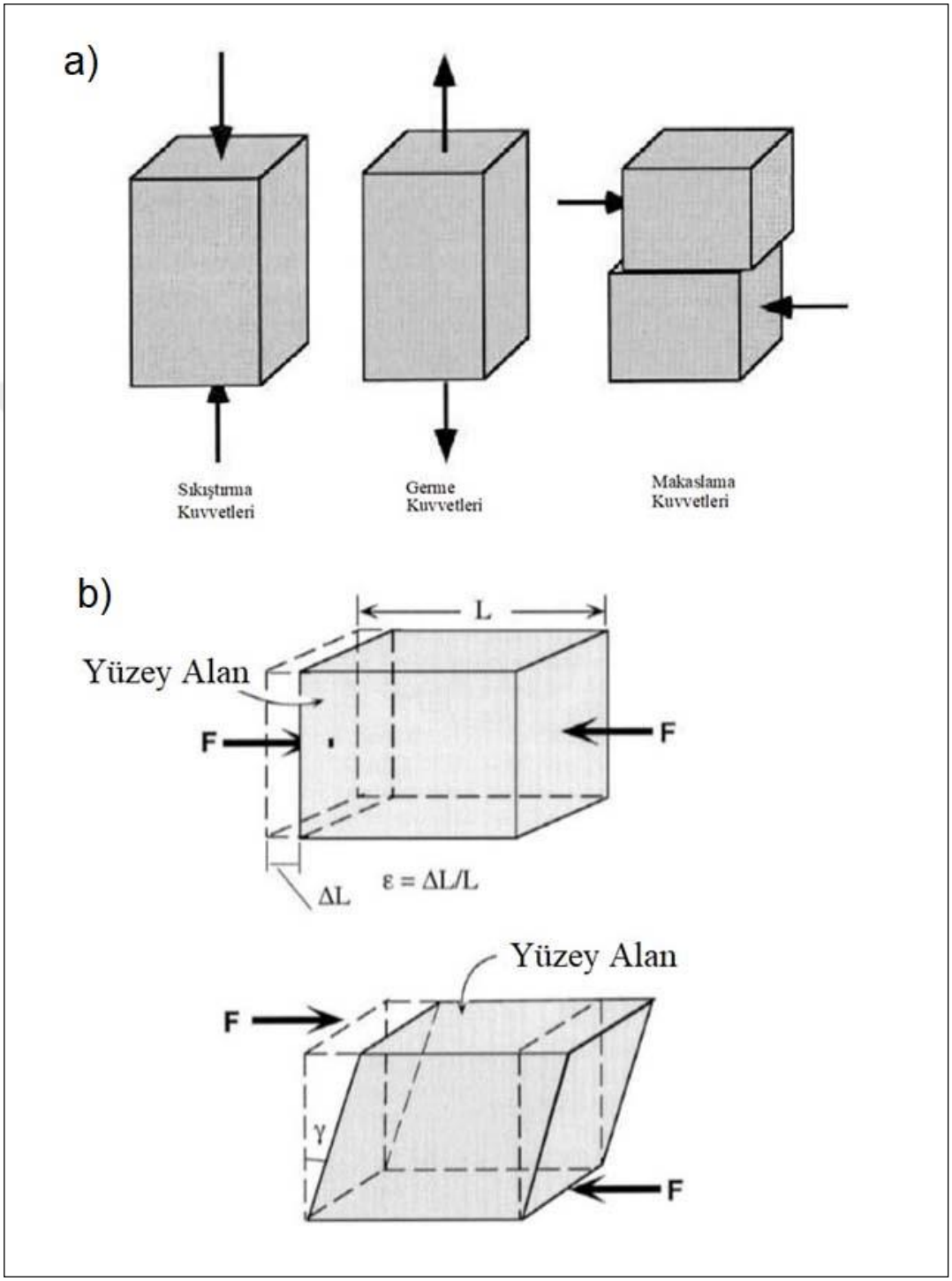
paralel kuvvetlerin etkisi altında ise makaslama stresine maruz kalır (Şekil 1.7) [33, 34, 79].

Gerilme-Gerinim eğrisi ile kemiğin materyal özellikleri, diğer bir ifadeyle doku boyutundaki özellikleri saptanabilir. Yük-Uzama eğrisinde kemiğin kırıldığı andaki maksimum kırılma kuvveti Gerilme-Gerinim eğrisinde maksimum dayanım olarak karşımıza çıkar. Her iki parametrede benzer yöntemle saptanmasına karşın, özellikle kemiğin geometrik özelliklerini etkileyen patoloji ve ilaçlı tedavi prosedürlerinde farklı eğilim gösterirler. Maksimum dayanım kemiğin geometrik özelliklerinden etkilenmezken, maksimum kırılma kuvveti kemiğin büyüklüğü ile yakın ilişkidedir. Maksimum gerinim (ultimatestrain veya süneklik (ductility)) kemiğin kırıldığı anda gözlenen gerinim değeridir ve kırılganlık ile ters ilişkilidir. Kırılgan kemiklerde maksimum gerinim küçüktür. Gerilme-Gerinim eğrisinde maksimum dayanım noktasına kadar eğri altında kalan alan dayanıklılık (toughness) veya gerinim enerjisi olarak tanımlanır ve kemiği kırmak için gereken enerji miktarını ifade eder. Dayanıklılık kemik biyomekaniği açısından önemli bir parametredir. Dayanıklılığı yüksek bir kemik kırılmaya karşı daha çok direnç gösterir ve uzama yeteneği daha yüksektir [70, 73, 80].

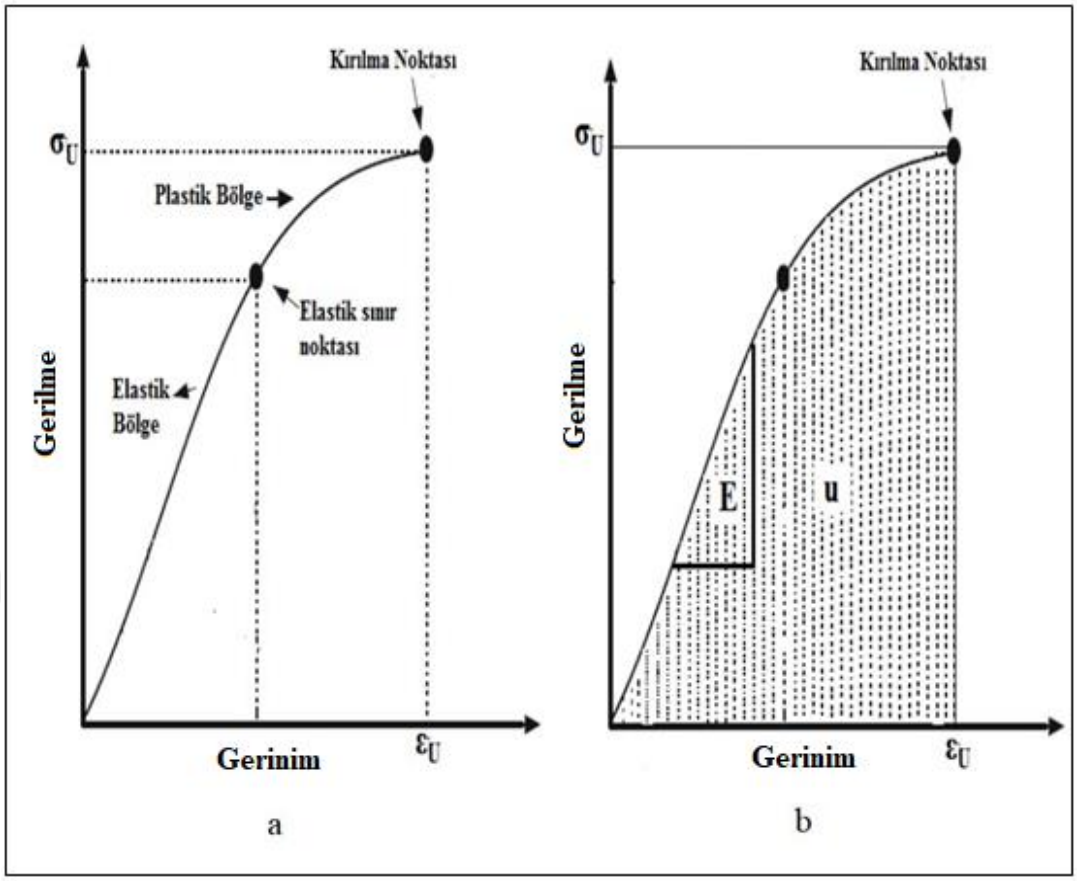
Yük-Uzama eğrisinde olduğu gibi gerilme-gerinim eğrisi de elastik ve plastik olmak üzere iki bölümden oluşur (Şekil 1.8a). Elastik sınır noktasıyla birbirinden ayrılır. Elastik sınır kademeli bir geçişi ifade ederken, kemik yapısında kalıcı hasar oluşturmaya başlayan stresi yansıtır. Elastik bölgenin eğiminden esneklik katsayısı (elastik modulus) saptanır (Şekil 1.8b). Esneklik katsayısı dokunun içsel tokluğunu ifade eder ve kemiğin uygulanan gerilmeye karşı kalıcı bir hasar oluşmadan ne kadar değişim olabileceğini gösterir. Esneklik katsayısı, eğer dokuya germe veya sıkıştırma kuvvetleri uygulanıyorsa YoungModulusu, makaslama kuvveti uygulanıyorsa makaslama katsayısı veya kesme katsayısı olarak adlandırılır [77].

Daha önce Şekil 1.6'da görülen Yük-Uzama eğrisinde olduğu gibi Şekil 1.8'de görülen Stres-Strain eğrisi de elastik ve plastik olmak üzere iki bölümden oluşur. Elastik sınır noktasıyla birbirinden ayrılır. Elastik sınır kademeli bir geçiş ifade

ederken, kemik yapısında kalıcı hasar oluşturmaya başlayan stresi yansıtır. Elastik bölgenin eğiminden elastisitemodülü (elastik modulus) saptanır.



Şekil 1.7.a)Saf kuvvetler b)Sıkıştırma kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen boyca kısalma (ΔL) ve makaslama kuvveti etkisi altındaki bir cisimde gözlenen açısal değişim(γ) [34]



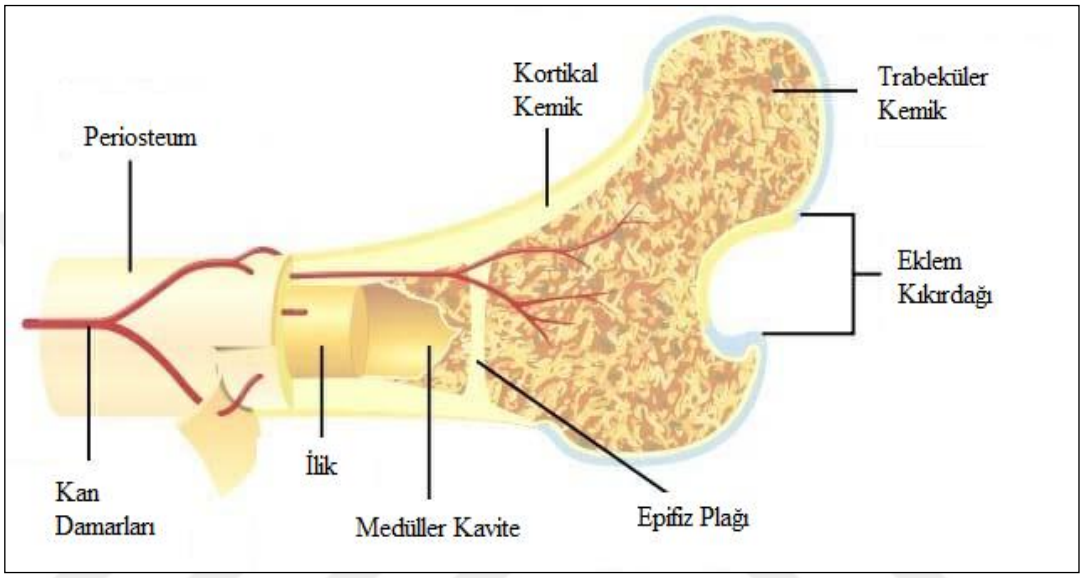
Şekil 1.8.a) Gerilme-Gerinim eğrisi ve bu eğrinin bölümleri. b) Gerilme-Gerinim eğrisi ve bu eğriden saptanan biyomekanik parametreler; E: Elastisitemodülü (Young'smodulus), u: Dayanıklılık, σU: Maksimum çekme dayanımı (maksimum stres), εU: Maksimum gerinim (maksimum strain)[77]

Elastisitemodülü dokunun içsel tokluğunu (intrinsicstiffness) ifade eder ve kemiğin uygulanan gerilmeye karşı kalıcı bir hasar oluşmadan ne kadar deforme olabileceğini gösterir. Elastisitemodülü, eğer dokuya germe veya sıkıştırma kuvvetleri uygulanıyorsa Elastisite modülü, makaslama kuvveti uygulanıyorsa makaslama katsayısı veya kesme katsayısı olarak adlandırılır [73, 78, 80, 81].

1.9.2. Kemik biyomekaniğine etki eden faktörler

Kemiğin morfolojik yapısı dikkate alındığında Şekil 1.9'da görüldüğü gibi kortikal ve trabeküler kemik aynı materyalden oluşmalarına rağmen, yapısal özellikleri birbirinden farklıdır. Bu farklılık mekanik özelliklerine de yansır. Kortikal kemiğin kompakt yapısı trabeküler kemiğe göre daha güçlü ve sert olmasını sağlar. Kortikal kemiğin temel unsuru osteonlardır. Osteonlar, kemiğin uzun ekseni boyunca

maksimum dayanıklılık sağlar. Trabeküler kemik için dayanımı tanımlamak oldukça zordur. Her trabekülanın bireysel dayanımı söz konusudur. Bu nedenle bireysel katkıların toplamıyla oluşan bir dayanıma sahiptir. Kortikal kemik; eğme, burma ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken, trabeküler kemik germe ve makaslama kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır. Trabeküler kemik, kortikal kemiğin % 10'u kadar sert ve 500 katı kadar sünektir[66, 80, 82].



Şekil 1.9.Kortikal ve trabeküler kemiğin yapısı [83]

Kemik anizotropik bir materyaldir; yani kemiğin mekanik özellikleri kuvvetin uygulama yönüne bağlı olarak değişir. Örneğin, plastik transvers yükleme ile azalır ve kemik bu yönde daha kırılgan bir yapıya bürünür. Kemiğin anizotropik davranışı her iki tip kemikte de gösterilmiştir. Kortikal kemik, germe yüküne nazaran sıkıştırma yüküne karşı daha dayanıklıdır. Lumbarvertebralara ait trabeküler kemiğin sıkıştırma dayanımı, horizontal eksene göre vertikal eksende daha büyüktür. Yapılan bir çalışmada, insan femur kemiğine germe kuvveti boyuna ve enine olmak üzere iki eksende uygulanmış ve dayanımın 133 MPa'dan 51 MPa'a, elastikiyet katsayısının da $17x10^6$MPa'dan $11.5x10^6$MPa'a azaldığı gösterilmiştir [80, 81].

Porozite (gözeneklilik) kemik biyomekaniğini etkileyen diğer bir faktördür. Sağlıklı bireylerde trabeküler kemiğin porozitesi %70–80 aralığında yer alır. Kortikal kemikte ise bu oran %2–4 kadardır. Osteoporoz gibi kemik hastalıklarında

kortikalkemiğin porozite oranı %10–12'lere kadar çıkabilir. Porozite kemiğin dayanımı ve esneklik katsayısı ile yakından ilişkilidir. Genel kabul, porozitede gözlenen küçük bir artışın mekanik dayanım ve içsel tokluk büyük azalışlara neden olduğu yönündedir [73].

Kemiğin biyomekanik özelliklerini belirleyen faktörlerden biri de kemik kütlesidir (bone mass). Trabeküler kemiğin yapısal davranışını başlıca; kemik kütlesi, mikromimarisi (trabeküla geometrisi, uzaysal dağılımı ve birbirleriyle olan bağlantısı) ve materyal özellikleri belirler. Bu etkenlerden herhangi birinde gözlenen değişiklik kemiğin yüke karşı dayanma yeteneğini azaltarak, kemik bütünlüğünü bozar. Günlük hayatta karşılaştığımız yük çoğunlukla eğme ve sıkıştırma kuvvetlerinin etkisiyle oluşur. Trabeküler BMD kortikal kemiğin ancak %25'i kadardır. Bu nedenle, anılan kuvvetlere karşı kortikal kemiğin dayanımı oldukça yüksektir. Örneğin, trabekülerBMD'deki %20'lik bir azalışın, trabeküler sertlikte (intrinsik sertlik) ve dayanımda %36'lık bir azalışa neden olduğu söylenmektedir [84].

Kemiğin geometrik özellikleri de kemik biyomekaniğini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Özellikle kortikal kemiğin geometrik özellikleri kemiğin kırılmaya karşı gösterdiği direnci yansıtır. Kesit alanı büyük olan kemik daha güçlü ve dayanıklıdır. Kortikal kesit alanında gözlenen %25'lik bir azalış, kesme katsayısında %6'lık bir azalışa neden olur. Bu azalış aynı oranda kırılma kuvvetine de yansır [84].

Kemik biyomekaniğine etki eden diğer faktörler, yaş, cinsiyet ve kemik metabolizmasını etkileyen bazı iskelet sistemi hastalıklarıdır. Kemik kütlesi, geometrisi ve kemiğin materyal özellikleri yaşla birlikte değişir. Kemik kütlesi ve mimarisinde yaşa-bağımlı degredasyon kemik bütünlüğünü önemli derecede bozar. Kemik kütlesi, pik değerine ulaştıktan sonra hem erkekte hem de kadın da, özellikle kadında premenopozal kemik kaybına bağlı olarak, yaşla birlikte azalır. Örneğin, omurilik, kalça ve ön kol olmak üzere kırıkların yoğun olarak gözlendiği bölgelere ait BMD değerlerindeki azalış, 80 yaşındaki bir erkekte %13–18, kadında %15–54 kadardır [84].

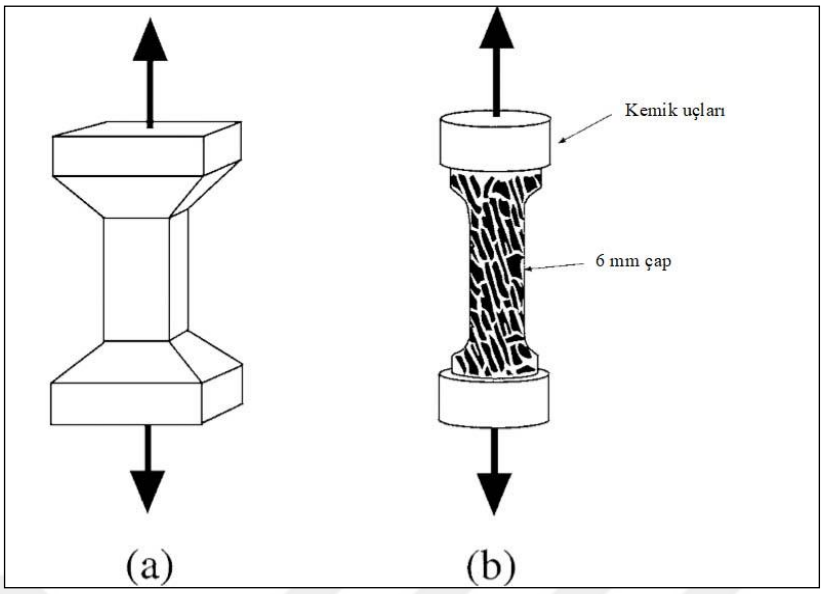
1.9.3. Kemik biyomekaniğinde kullanılan test yöntemleri

Kemiğe uygulanan kuvvet, uygulama yönüne bağlı olarak; germe, sıkıştırma, makaslama veya anılan kuvvetlerin belirli derecede kombinasyonları şeklinde olabilir. Bu kuvvetlerin dokuda oluşturduğu stres nedeniyle kırıklar oluşur. Kemiğin mekanik davranışı dışsal ve içsel özelliklerinin saptanması ile ortaya çıkarılabilir. Bunun için birbirinden farklı mekanik özelliklere sahip çeşitli test metotları geliştirilerek kemiğin uygulanan kuvvete karşı verdiği cevaplar saptanabilir. Çekme, sıkıştırma, burma ve eğme testleri kemik biyomekaniğinde konvansiyonel olarak kullanılan test yöntemleridir [67, 81].

1.9.3.1. Çekme testi (Tensile testing)

Çekme (Germe) testi, kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan en etkin yöntemlerden biridir. Bu yöntem ile hem kortikal hem de trabeküler kemik test edilebilir. Germe testinde kullanılacak kemik örnekleri, genellikle 15–25 mm uzunluğunda ve en az 4–8 mm genişliğinde (özellikle trabeküler kemik örnekleri için) hazırlanmalıdır. Bu değerlerden büyük örneklerin hazırlanması germe testinin yararlılığını kısıtlar. Bu kısıtlama özellikle trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde sıkıntı yaratır. Yöntemde uygulanan germe kuvveti, kemiğin uzun ekseni boyunca uzamasına neden olur. Oluşan gerilme transvers kesit alanda makaslama bileşeni içermez, uygulanan kuvvet eşleniğinde eğme momenti oluşturmaz ise germe testi en etkin ölçüm standardına ulaşır [33, 34, 81, 85]. Kortikal kemik ve süngerimsi kemik için gerilme testi örnekleri Şekil 1.10'da gösterilmiştir. Bu örnekler, gerilmenin çoğunluğunun numunenin orta kısmında ortaya çıkacağı şekilde tasarlanmıştır. Gerilme ölçümü, klipsli bir ekstansometrenin numunenin orta kısmına monte edilmesiyle doğru bir şekilde gerçekleştirilebilir [86, 87].

Numunenin içsel malzeme tokluğu ile numunenin boyut ve şekli tarafından etkilenen dışsal sertlik arasında bir fark vardır. Kemiğin gerilme testi için iç tokluk Young'ınmodülüne eşittir (E), oysaki dışsal tokluk E=A/L'ye eşittir; burada A, numunenin kesit alanıdır ve L, numunenin uzunluğudur [88].



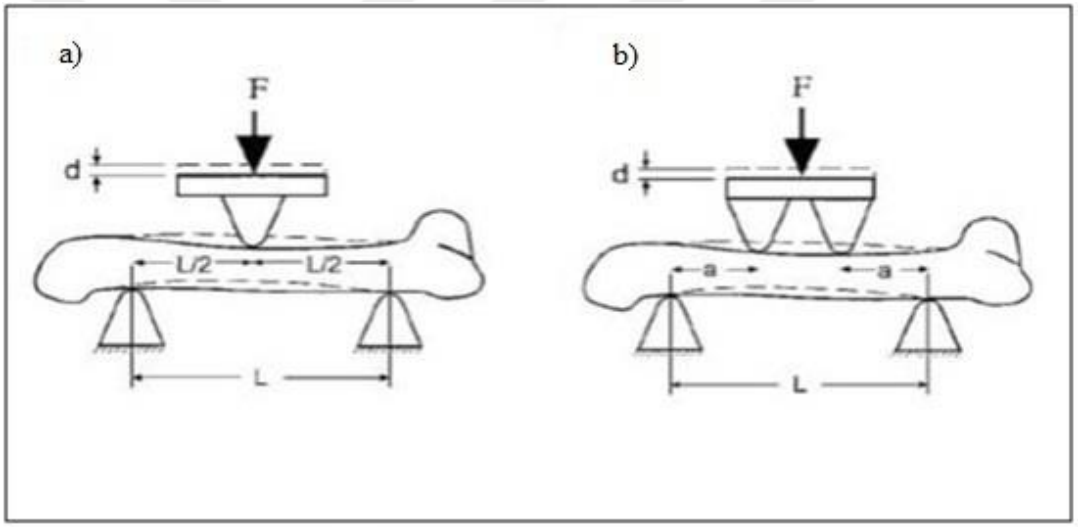
Şekil 1.10.Kortikal kemik (a) ve süngerimsi kemik (b) için çekme testi örnekleri. Bir gerilme testi örneğinin tasarım amacı, numunenin orta kısmında tutarlı bir şekilde ortaya çıkmamasıdır. Bunun için, merkezi kısmın enine kesit alanının uçlardan daha küçük hale getirilmesiyle hedefe ulaşılır [67]

Çekme testi numunelerinin nispeten büyük ve dikkatlice işlenmesi gerekir (Şekil 1.10'daki numunelerin uzunluğu 15 ila 25 mm'dir; Keaveny'nin numune hazırlama tekniği 40 mm'lik bir süngerimsi kemik ile başlar). Bu, özellikle süngerimsi kemiği test ederken, kemik için çekme testinin kullanışlılığını sınırlar. Çünkü numune, trabeküler yapının bir süreklilik olarak ele alınmasına izin verecek kadar büyük olmalıdır [89].

1.9.3.2. Üç nokta eğme testi

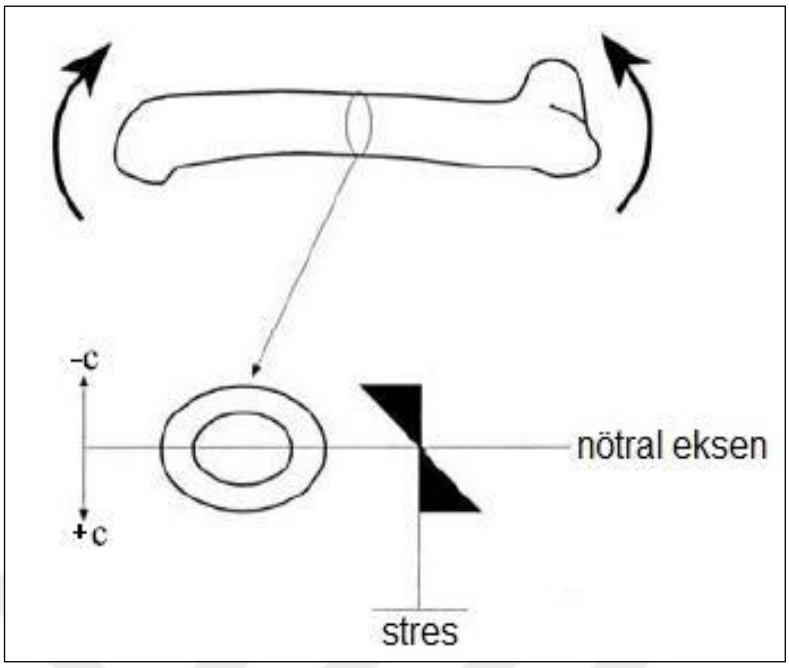
Eğme Testi (BendingTesting, FlexuralLoading), fare, sıçan ve kobay gibi deney hayvanlarına ait uzun kemiklerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan önemli bir testtir. Eğme testinde kemik bir bütün olarak kullanılır. Doku iki mesnet (destek) noktası üzerine sabitlenir ve yük, doku yüzeyine dik gelecek şekilde uygulanır (Şekil 1.11 a ve b). Yükün bu pozisyonu nedeniyle kemik eğilir ve belirli bir süre sonunda kırılır. Eğme nedeni ile kemiğin bir yüzünde germe, diğer yüzünde sıkıştırma stresi gözlenir. Kemik sıkıştırma stresine germeye nazaran daha dayanıklıdır. Bu nedenle, eğme testinde kırık genellikle germe stresinin oluştuğu yüzeyde gözlenir [70, 73].

Eğme testinde stresin oluşmadığı tek bölge nötral eksendir ve eksen boyunca stres sıfırdır. Nötral eksenden kemik yüzeyine çıkıldıkça stres artar ve yüzeyde maksimum değerine ulaşır (Şekil 1.12). Eğme testinde yük, üç nokta veya dört nokta olmak üzere iki şekilde uygulanır (Şekil 1.11 a ve b). Üç nokta eğme testi (TPBT) kemiğin orta kısmında yüksek makaslama stresi oluşturabilir. Bu durum gözlenen eğilmenin makaslama ve eğme streslerinin belirli oranlarda katılımıyla oluştuğunu gösterir. İdeal koşullarda böyle bir etkileşim istenmez. Makaslama stresini ihmal edilebilecek seviyelere çekmek için materyalin uzunluk/kalınlık oranının en az 20:1 olması gerekir. Ancak kemirgenlerde bu değer, istenen oranın yarısı (10:1) kadardır. Bu nedenle, TPBT ile kemirgenlerden elde edilen strain gerçek değerinden yüksek, esneklik katsayısı ise düşüktür [70, 73].



Şekil 1.11. Eğme testinde uygulanan yükleme çeşitleri a) Üç nokta eğme testi b)Dört nokta eğme testi [67]

Başarılı ve doğruluğu yüksek bir TPBT uygulaması için, mesnet noktaları arasındaki mesafe (L; uzunluk/kalınlık oranını yansıtır) önemli bir değişkendir. Kemirgenlerde mesnet noktaları arasındaki mesafenin kemiğin orjinine ve geometrik özelliklerine göre belirlenmesi, makaslama stresini azaltmanın ön şartıdır. Kemirgenlerden alınan TPBT kayıtlarında L mesafesi yaklaşık 15 mm alındığında gözlenen bükülmenin büyük oranda (%85–90) eğme stresi nedeniyle oluştuğu gösterilmiştir [70].



Şekil 1.12.Kemik kütlesinin nötral eksene uzaklığı [67]

Dört nokta eğme testi yük uygulama paterni nedeniyle makaslama stresi oluşturmaz. Bu durum; ancak, her noktaya eşit yük uygulandığında sağlanabilir. Düzenli geometriye sahip örneklerde bu eşitlik korunurken, kemiğin bir bütün olarak test edildiği durumlarda korunamaz. Bu nedenle, femur ve tibia gibi asimetrik kemiklerin mekanik özelliklerinin saptanmasında TPBT daha çok tercih edilen bir yöntemdir [70, 73]. Denklem (1.1) ve (1.2)'de üç nokta eğme testlerine ait stres ve strain denklemleri verilmiştir [73];

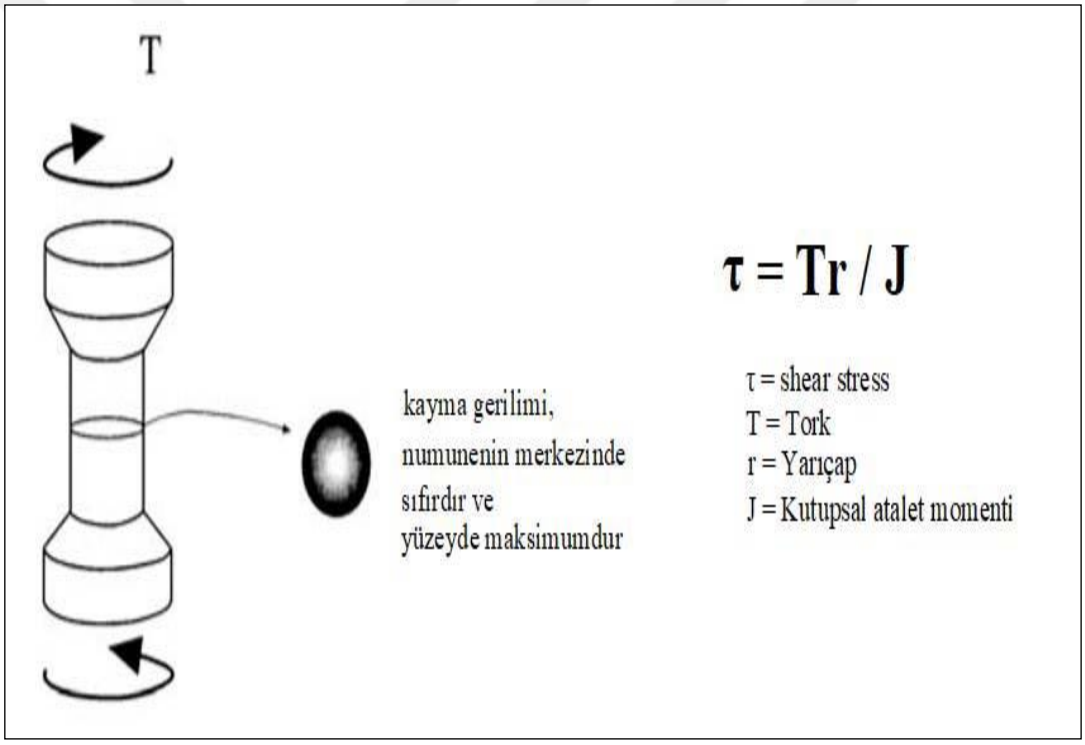
$$\text{Stres}(\sigma_b) = F.\left(\frac{L.c}{4.I}\right) \tag{1.1}$$

$$\text{Strain}(\varepsilon_b) = d.\left(\frac{12.c}{L^2}\right) \tag{1.2}$$

Şekil 1.11 a ve b'de verildiği gibi üç ve dört nokta eğme testlerine maruz bırakılan bir kemiğe ait gerilme (σ_b) ve gerinim (ε_b) denklem 1.1'de verildiği gibi hesaplanabilir. Denklemde, F uygulanan kuvveti, L mesnet noktaları arasındaki mesafeyi, Şekil 1.12'de gösterilen a yük kolunun destek noktasına uzaklığını, c kemik kütlesinin nötral eksenden uzaklığını, I nötral eksen etrafındaki atalet momentini ve d deformasyonu ifade etmektedir [67].

1.9.3.3. Burulma testi

Burma Testi (TorsionTesting), kemiğin eğme testinden sonra bir bütün olarak kullanıldığı diğer bir test yöntemidir. Daha çok büyük kemiklerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılır. Kırık iyileşmesi, kemik defektleri veya kemik doku nakillerinin (bone graft) mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde tercih edilir. Kemiğin uç bölgeleri genellikle defektlerden veya graftlerden uzak bölgelerde yer alır. Burma testi kemiğin uç kısımlarına yük uygulama imkânı tanır. Burma testinde kemik paralel kuvvetlerin etkisi altında kalır. Bu nedenle, burma testi ile kemiğin makaslama stresine karşı verdiği mekanik cevap kaydedilir (Şekil 1.13) [70, 73].



Şekil 1.13.Burulma, yüzeyde en büyük ve kütle merkezinde sıfır olan kayma gerilmelerini oluşturur. Çekme örnekleri gibi burulma örnekleri, merkezi kısmın daha dar olduğu şekilde işlenir, böylece yer değiştirmenin çoğu bu bölgede meydana gelir [67]

Bir burulma testinde kayma gerilmesi ve kayma esnekliği modülünün hesaplanmasında kullanılan genel denklemler denklem 1.3 ’te verilmiştir.

$$G=\frac{\tau}{Y} \quad (1.3)$$

G: Kayma modülü

τ: Kayma gerilmesi

Ɣ: Kayma gerilmesi birim deformasyonu

1.9.3.4. Diğer test metotları

Konvansiyonel mekanik testlerin dışında; indentasyon testi, saf makaslama testi, yorgunluk testi, akustik testler, mikro- ve nanotestler olmak üzere çeşitli test metotları da kullanılmaktadır. Bu testler konvansiyonel testlere göre daha az kullanılan ve daha özelleşmiş testlerdir [70, 81].

1.9.4. Biyomekanik testlerde güvenilirliğe etki eden faktörler

Kemiğin alındığı hayvanın yaşı ve genel sağlık durumu ile kemiğin mekanik özellikleri arasında yakın bir ilişki bulunur. Bununla birlikte, kemik örneklerinin preperasyonu ve saklama koşulları da kemiğin biyomekanik özelliklerini doğrudan etkiler. Bu durum kemiğin biyomekanik parametrelerini olumsuz yönde etkiler. Kemik preperasyonunda dokunun hidrasyonu ve testin yapılacağı ortamın sıcaklığı ayrıca değerlendirilmesi gereken diğer önemli faktörlerdir. Bunun birlikte, dokunun mekanik karakteri yükün (kuvvetin) uygulanma hızı (strain rate) ile de yakından ilişkilidir [70, 73].

Hidrasyon: Kemiğin su kaybı ile birlikte esneklik katsayısı ve maksimum dayanımı genellikle artarken, sıvı desteği ile dayanıklılığı azalır. İnsan femur kemiğinin bir bütün olarak test edildiği bir çalışmada, dehidrasyon nedeniyle esneklik katsayısında %17, maksimum germe dayanımında ise %31'lik bir artış göstermiştir. Ancak, bu iki parametrenin aksine dayanıklılığın %55 azaldığı saptanmıştır. Bu nedenle, biyomekanik testlerde doğruluğu yüksek sonuçlar elde etmek için, dokunun sıvı dengesinin korunması önemli bir faktör olarak karşımıza çıkar. Bunun için kemiğin deney süresince fizyolojik tuzlu su yerleştirilmesi veya fizyolojik tuzlu su ile ıslatılmış gazlı bezlere sarılması gerekir [70, 73].

Sıcaklık: Doğada bulunan birçok biyolojik materyalde olduğu gibi kemiğin mekanik özellikleri de ortam sıcaklığından etkilenir. Mekanik özelliklerin ölçümünde elde edilen sonuçların yüksek güvenilirlikte olması isteniyorsa, kemik örnekleri 37^{o}C'de test edilmelidir. Ancak bu durum, testin uygulanma kolaylığı açısından uygun olmayabilir. Deneylerin oda sıcaklığında (23^{o}C) yapılması esneklik katsayısında yaklaşık %2–4'lük bir artışa neden olur. Bu ölçüm hatası 37^{o}C ile karşılaştırıldığında, yorulma testi haricindeki diğer tüm mekanik testlerde, ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Oda sıcaklığı oldukça değişkendir. Oda sıcaklığının test esnasında sıklıkla kontrol edilmesi olası ölçüm hatalarını en aza indirger [70, 73].

Yükleme Hızı (Strain Rate, Loading Rate): Kemik farklı yükleme hızlarında farklı mekanik özellikler gösterir. Kemik hem katı hem de sıvı özelliğe sahip viskoelastik bir materyaldir. Viskoelastisite kemiğin zamana bağlı mekanik özelliklerini yansıtır. Aslında kemik doku; sahip olduğu sıvı karakter nedeniyle sabit bir yük altında akma eğilimi gösterir. Yükleme hızı arttırıldığında, akış için gereken zaman azalarak materyalin esneklik katsayısını arttırırken, maksimum straini azaltır. Düşük hızlarda kemikte gözlenen elastik uzama fark edilebilecek miktarda değildir, ancak, kemik viskoz bir sıvı gibi davranır. Yüksek hızlarda ise aynı kemik kırılgan elastik bir katı gibi davranır. Kuru kemik, viskoz doğasını kaybederek, ideal bir yay gibi davranır. Hidrate kemik ise uygulanan kuvvete, yükleme hızına bağlı olarak, direnç gösterir. Oluşan enerjiyi absorbe edebilir. Biyomekanik testlerde dokunun fizyolojik doğasına uygun bir yükleme gerçekleştirebilmek için yükleme hızının 0,01/s ve 0,08/s aralığında olması gerekir. Bu değer skalası farklı bedensel hareketler nedeniyle donöre ait kemiğin doğal yaşam sürecinde karşılaştığı yükleme hızlarıdır [70, 73, 80].

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, gezen tavuk kemikleri ile çiftlik tavuk kemiklerinin özelliklerini biyomekanik açıdan incelemek, karşılaştırma ve değerlendirmek amacı ile bir faaliyet yürütülmüştür. Her iki tip tavuk kemiklerinin mekanik özelliklerinin belirlenme çalışmaları yapılmış, elde edilen sonuçlar hem birbirleri ile karşılaştırılmış ve hem de mevcut literatürde yapılmış ve yayınlanmış sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Kemik değerlerinin mekanik özelliklerini belirlemek için her iki tip tavukların femur kemikleri göz önünde bulundurulmuştur. Bunun için, bir kasap ile anlaşarak 20 adet gezen tavuk ve 20 adet çiftlik tavuğu kestirilerek, bu tavukların femur kemikleri hemen çıkartılmıştır. Çıkartılan kemikler, %10 formaldehit koruyucu sıvısı içerisine konularak, testlerin yapılacağı zamana kadar muhafaza edilmiştir.

Tavuklar kasap tarafından kesildikten sonra, femur kemiklerinin çıkarılması itina ile yapılmıştır. Çıkarılma esnasında femur kemikleri üzerinde herhangi bir bıçak izi veya darbesi olmamasına özen gösterilmiştir. Çünkü kemiklerin çıkarılma esnasında kemikler üzerinde oluşacak bıçak izleri veya darbeleri, testlerin esnasında kemiklerde çentik etkisi oluşturacağından test sonuçlarını etkileyeceği düşünülmüştür. Dolayısı ile kemiklerin çıkarılma işi kasap ile birlikte itina ile çıkarılmıştır.

Femur kemiklerini biyomekanik açıdan mekanik özelliklerinin belirlenebilmesi için faklı mekanik testler uygulanmıştır. Bu mekanik testler ise, tek eksenli çekme, 3-nokta eğme ve burulma testleri olarak belirlenmiştir. Bu testler, mekanik açıdan bakıldığında tahribatlı testler olarak tanımlanmaktadır. Femur kemiklerini testlere tabi tutabilmek için çekme, 3-nokta eğme ve burulma deneyleri için deney düzenekleri ve özel bağlama aparatları tasarlanmış ve imal edilmiştir. Femur kemiklerinin şekilleri düzensiz geometrik yapıya sahip olduğu için, deneyler esnasında femurları istenilen konum ve pozisyonda tutmayı kolaylaştırma için bu

aparatlar yapılmıştır. Ayrıca, femurları deney ekipmanları içinde istenilen konumda sabitlemek ve tutabilmek için, özel hazırlanmış kalıplar içerisinde sıvı epoksi-reçinemalzemesi dökülerek femur başı ile birlikte dondurularak bir bağlama aparatı da elde edilmiştir.

2.1. Deney Hayvanları

Deney kapsamında kullanılan 20 çiftlik tavuğu 40-42 günlük tavuklar olup, 44-45 günlük kesim işleminden önce yetişkin tavuklar kullanılmıştır. Çiftlik veteriner hekimin verdiği bilgilere göre çiftlik tavuklarının en iyi yetişkin veya olgun zamanı 40-45 günler arasısında olduğu ifade edilmiştir. Şekil 2.1'de görüldüğü gibi; tavukların hazırlanan femur kemikleri gruplara ayrılarak üç farklı test uygulanmak üzere formaldehit sıvısı içerisinde işlem boyunca bekletilmiştir.



Şekil 2.1.Bir grup femur kemiğinin formaldehitte bekletilmesi

2.2. Femurların Biyomekanik Analizler İçin Hazırlanması

Çalışmada kapasitesi 2000 N olan ve biyomekanik testler için tasarlanmış universal test cihazında çekme ve üç nokta eğme testleri, burulma test cihazında ise burulma testleri gerçekleştirilmiştir. Universal çekme test cihazına ait mevcut test aparatları bu çalışma için uygun olmadığından femur kemiğinin uçları Şekil 2.2'de görüldüğü gibi polyester reçine içine dondurulmuştur. Dondurma işlemi için kalıp, SolidWors programında çizilmiş ve 3B yazıcıda üretilmiştir.



Şekil 2.2.Epoksi reçine ile baş kısımları dondurulmuş femurlar

2.3. Çekme Testinin Yapılışı

%10 formaldehit sıvısı içinde bekletilen femurları test edebilmek için, her bir numune tek tek bağlama aparatlarına sabitlenerek çekme deneyine tabi tutulmuştur. Çekme deneyi düzeneği ve kullanılan aparatlar Şekil 2.3'te, deneylerin yapıldığı

2000N çekme yükü kapasitesindeki universal çekme testi cihazı ise Şekil 2.4'de görülmektedir. Çekme deneylerinin tamamı Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çekme deneyi ve üç nokta eğme deneyinde kullanılan universal test cihazı aynı olup, işlemler sırasında çene aparatları değiştirilerek her numuneye ayrı deney uygulanmıştır. Numuneler uygun aparatlarla çekme deneyi için cihaz çene başlıklarına sabitlendikten sonra otomatik olarak düzenli artış gösteren kuvvet cihaz tarafından uygulanmıştır.



Şekil 2.3.Numunenin universal test cihazına çekme testi için bağlanması

Kuvvetin zamanla değişimi (Newton cinsinden) ve uzama miktarları (mm cinsinden) cihaza bağlantısı sağlanan bilgisayar tarafından otomatik olarak kaydedilmiştir. Test işlemi her bir femurun kopması gerçekleşene kadar devem ettirilmiş olup, kopma anında cihazın durdurulması otomatik olarak sağlanmıştır. Elde edilen sürekli verilerden universal test cihazına bağlantısı olan bilgisayarda Kuvvet-Uzama grafikleri otomatik olarak çizdirilmiştir. Kayıtlı kuvvvet ve uzama verileri excell formatında tekrar Kuvvet-Uzama eğrilerine dönüştürülerek cihazın oluşturduğu grafiklerle mukayese edilmiştir. Daha sonra Kuvvet-Uzama grafikleri formülize edilerek Gerilim-Gerinim eğrileri de elde edilmiştir. Bu eğriler femur kemik yapısının mekanik açıdan yorumlanabilmesi için değerlendirilmiştir. Şekil 2.3'te çekme testi için kullanılan cihaz çene başlıkları görülmektedir. Her bir numunenin özel olarak hazırlanan kimyasal maddeler içinde kalıp halinde dondurulmuş baş kısımlarından çelik tellerle sabitlenmiştir.

Şekil 2.4'te görülen çekme cihazı; birbirine göre aşağı veya yukarı hareket edebilen, numunelerin bağlandığı Şekil 2.3'te görülen iki çeneden oluşur. Ayrıca çekme cihazının bu çenelere kuvvet veya hareket uygulayan ve uygulanan büyüklükleri ölçen üniteleri de mevcuttur. Çekme deneyi sırasında alt çene sabit tutulup üst çeneye sabit hızda hareket sağlanarak femurlara değişken miktarlarda çekme kuvveti uygulanmaktadır. Uygulanan kuvvete karşılık gelen uzamalar işlem boyunca biyomekanik laboratuvarında bulunan bilgisayarda kayıt altına alınmıştır..Şekil 2.4'te görülen universal test cihazı hem çekme ve hem de üç nokta eğme testlerinde aparat/çene değişimleri yapılarak kullanılmaktadır. Şekil 2.3'te deney için hazırlanan özel kalıplarda kimyasallarla baş kısımları dondurulmuş örnek bir femur kemiği görülmektedir. Kemiğe temas etmeyecek şekilde dondurulan kalıpta matkap yardımıyla açılan delikten geçirilen çelik teller ile cihazın alt ve üst çenelerine femurların bağlama işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.4.Universal çekme testi cihazı (20kN)

2.4.Üç Nokta Eğme Testinin Yapılışı

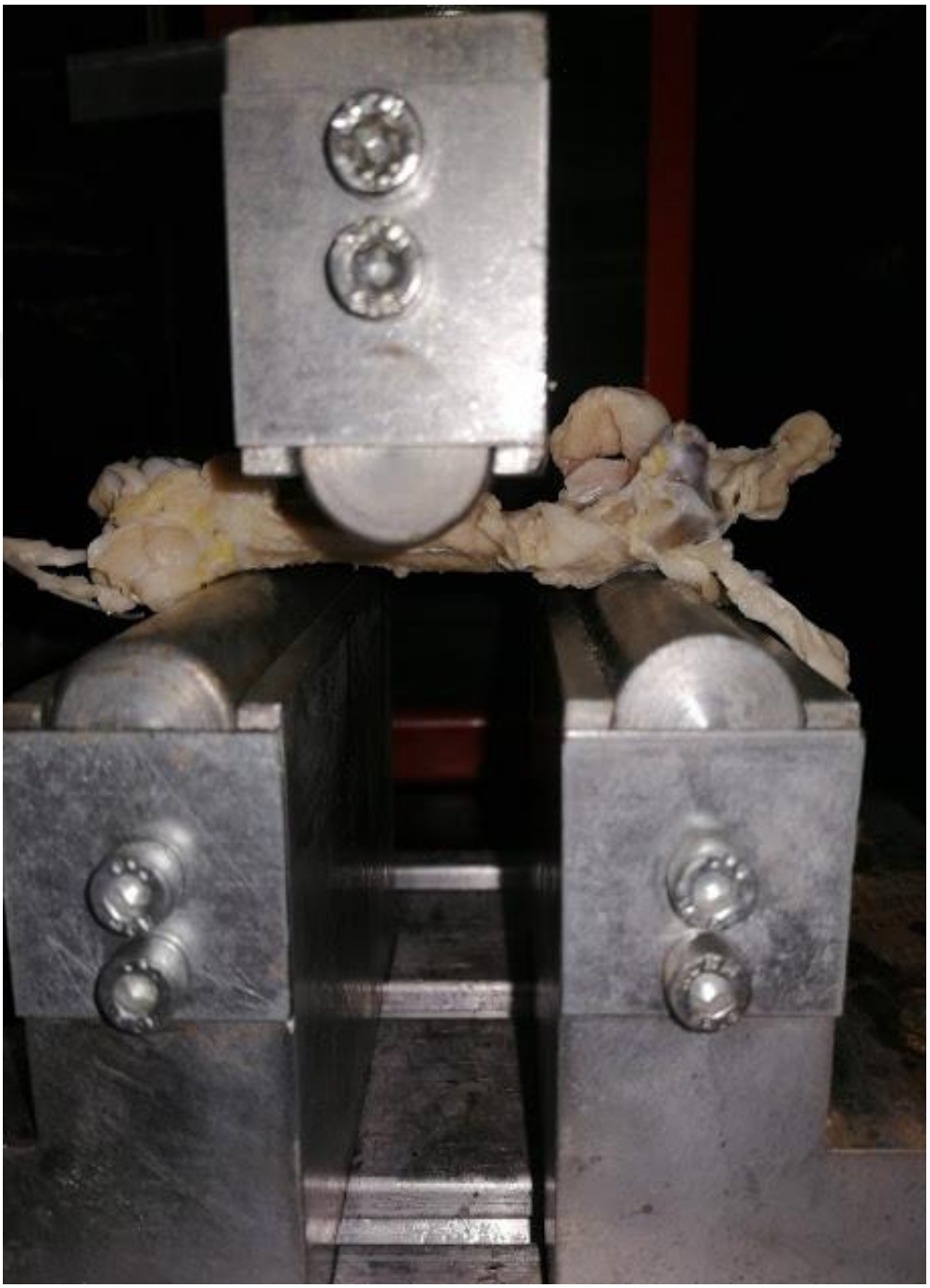
Şekil 2.5' te görüldüğü gibi, tavuk femurlarının üç nokta eğme testleri de çekme testinde kullanılan universal test cihazında çeneler ve kullanılan aparatlar değiştirilerek yapılmıştır.



Şekil 2.5.Üç nokta eğme testi aparatı

Femur kemiği cihaza Şekil 2.6'da görüldüğü gibi numunenin ilk boy ölçümü alınarak belirlenen orta noktasına bası yapılacak mesnet denk gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Her test öncesinde femur kemiklerinin geometrik ölçüleri (boy ve çapları) alınmıştır. Eğme deneyi sonucunda, tavuk femurlarının eğilme dayanımlarının hesaplanması için her bir femurun kırıldığı andaki maksimum yükü (F_{max}) ve femurun

başlangıçtaki duruma göre yükün uygulandığı noktada düşey eksendeki değişim miktarı (δ) deney cihazına bağlı gösterge ve kayıt düzenlerinden faydalanılarak kaydedilmiştir. Kemiklerin karşılaştırılması grafikle elde edilen maksimum kuvvet değerlerine göre yapılmıştır.



Şekil 2.6.Üç nokta eğme testi yerleşimi



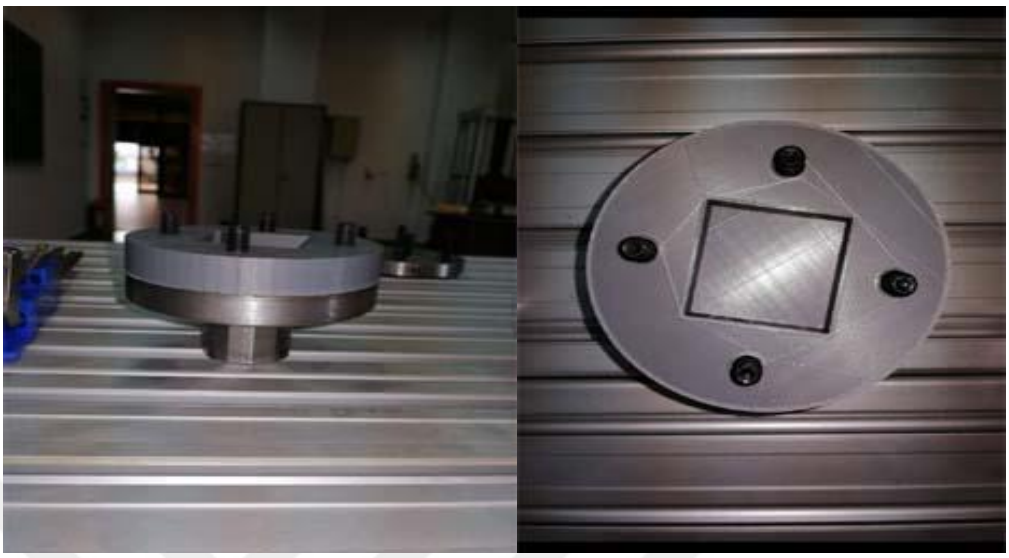
Şekil 2.7.Tavuk femur kemiklerinin eğme testi sonucundaki hasarlı görüntüleri

Eğme testi sonucunda kuvvet uygulanan bölgeden kırılan tavuk femur hasarları Şekil 2.7'de görülmektedir. Kırılma bölgelerinin her numune için yaklaşık olarak benzer noktalarda olduğu ölçülmüş ve gözlemlenmiştir.

2.5.Burulma Testinin Yapılışı

Femurların burulma dayanımlarının tespiti için uygulanan dönme kuvveti ile gezen ve çiftlik tavuklarından alınan numunelere torsiyon testi yapılmıştır. Numune boyutları test öncesinde kaydedilmiştir. Şekil 2.8'de görüldüğü gibi, SolidWorks'te

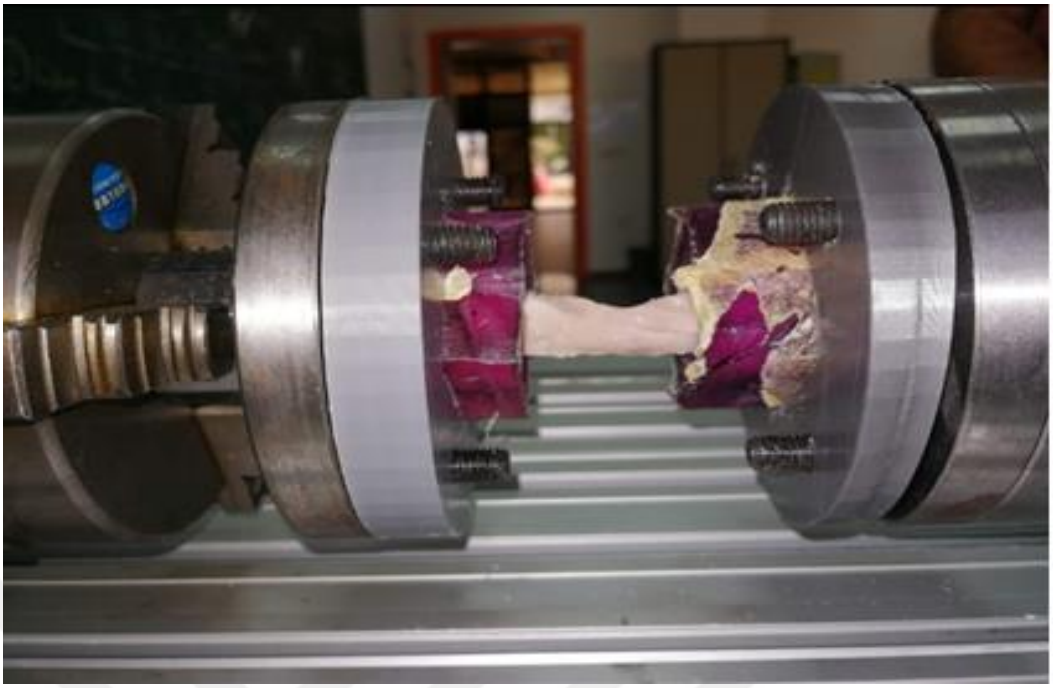
tasarlanarak 3B yazıcıda çıktıları alınan cihaz çenelerine uyumlu başlıklar kullanılarak, torsiyon işlemi için ön denemeler yapılmıştır.



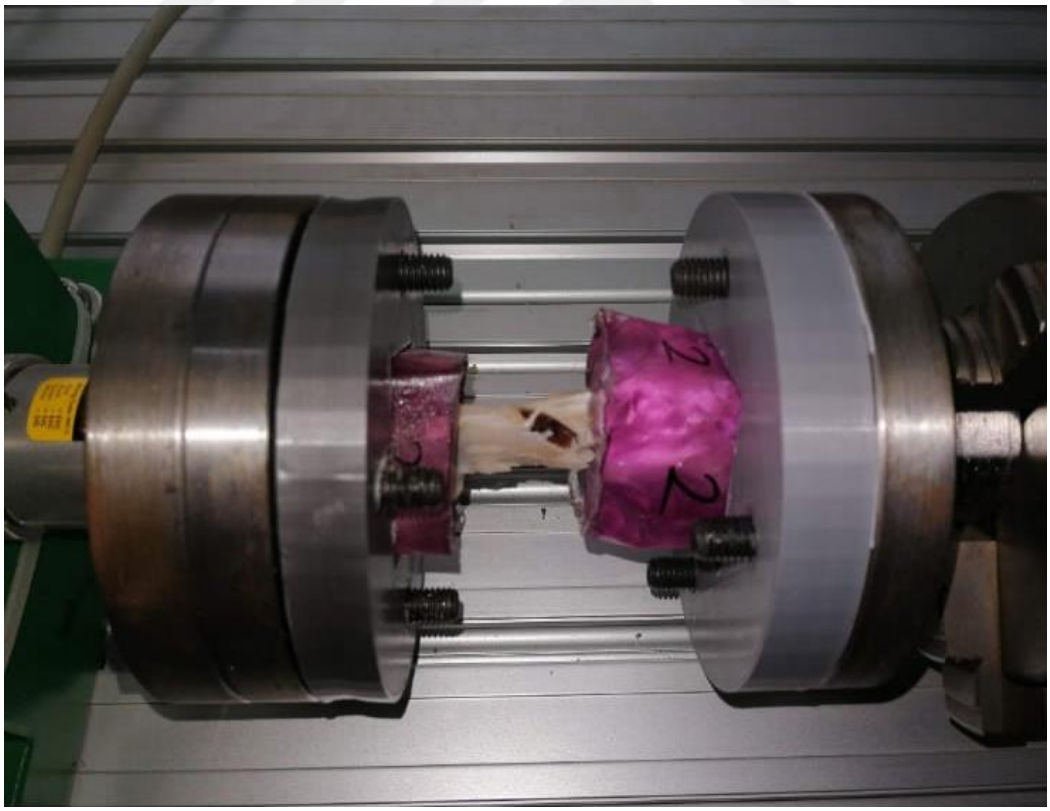
Şekil 2.8.Burulma testi için SolidWorks'te tasarlanarak 3B yazıcıda çıktıları alınan cihaz çenelerine uyumlu başlıkların yandan(solda) ve üstten(sağda) görünümü

Şekil 2.9'da görüldüğü gibi, burulma testi için hazırlanan çiftlik ve gezen tavuk femurlarının her birinin baş kısımları özel tasarlanan kalıp içerisine epoksi dökülerek dondurulmuştur. Hazırlanan numuneler test cihazı aparatına bağlanarak test cihazında otomatik test işlemi uygulanmıştır. Şekil 2.10'da görüldüğü gibi, femur kırılması gerçekleştikten sonra burulma testi cihaz tarafından otomatik olarak sonlandırılmıştır. Test süresince farklı noktalardaki test açısı ve torku kaydedilen veriler analiz için kullanılmıştır.

Burulma testi için hazırlanan tasarım başlıkları üniversitemizin biyomekanik laboratuvarındaki 3B yazıcıdan elde edilmiş olup, deneyler Kocaeli Üniversitesi Meslek Yüksek Okulu'nda bulunan burulma test cihazında gerçekleştirilmiştir. Burulma deneyi için, başlangıçta ölçümü alınan verilerinin kaydedilmesi ve cihaz için hazırlanan başlık boyutlarına özel olarak femur baş kısımlarının dondurulması gerçekleştirilmiştir. Cihaz tüm verileri otomatik olarak bağlantısı bulunan bilgisayara kaydetmiştir. Elde edilen verilerden oluşturulan grafikler excell formatında yeniden düzenlenmiştir.



Şekil 2.9.Burulma testiiçinhazırlanan femurların cihaza yerleştirildikten sonraki görünümü



Şekil 2.10.Burulma testi sonrası femurlarının görünümü

3.BULGULAR

3.1.Çekme Testi Bulguları

3.1.1. Çekme testi kuvvet-uzama bulguları

Çekme deneyinde, gezen ve çiftlik tavuklarında elde edilen femurlarda 7'şer adet femur kemikleri teste tabi tutulmuştur. Çekme deneyi sonucu, femur kemiklerine ait kuvvet-uzama verileri elde edilmiştir. Çekme testi esnasında femura uygulana her bir yük değerine karşılık femurda oluşan uzama miktarı değerleri elde edilmiştir. Elde edilen bu veriler, femurda oluşan uzama değerlerinin bir fonksiyonu olarak kuvvet-uzama grafikleri olarak dönüştürülpŞekil 3.1'de verilmiştir.

Elastisite Modülü; bir malzemeye uygulanan düşük gerilmeler altında meydana gelen şekil değişiminin, gerilmeyi oluşturan yükün kaldırıldıktan sonra malzemenin eski şekline gelme özelliğini ifade eden bir değerdir. Elastisite Modülü (E) kısaca birim gerilme ve birim-şekil değiştirme arasındaki oranı belirtir. Elastisite Modülü, diğer ismiyle Young's Modülü olarak da bilinir ve birimi N/mm² veya Mpa'dır. Elastisitemodülünün bilinmesiyle, birim şekil değiştirmeleri ölçerek gerilmeler hesaplanabilir. Basınç mukavemeti ile elastistemodülü arasında yakın ilişki vardır. Bu ilişki sayesinde malzemeye zarar vermeden malzemenin mukavemeti yaklaşık olarak tespit edilebilmektedir. Bu tez çalışmasında, gezen ve çiftlik tavuk femurları çekme testine tabi tutulup, deney sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak, Kuvvet/Uzama ve Stres/Strain eğrileri çizdirilip değerlendirilmiştir. Ayrıca, stres/strain verileri kullanılarak elastisitemodülü hesaplanmıştır. Tavuk femur kemiklerine ait çekme testinde elde edilen maksimum kuvvet, uzama değerleri ve deneye tabi tutulan femur kemiklerinin ebatları Tablo 3.1'deverilmiştir.

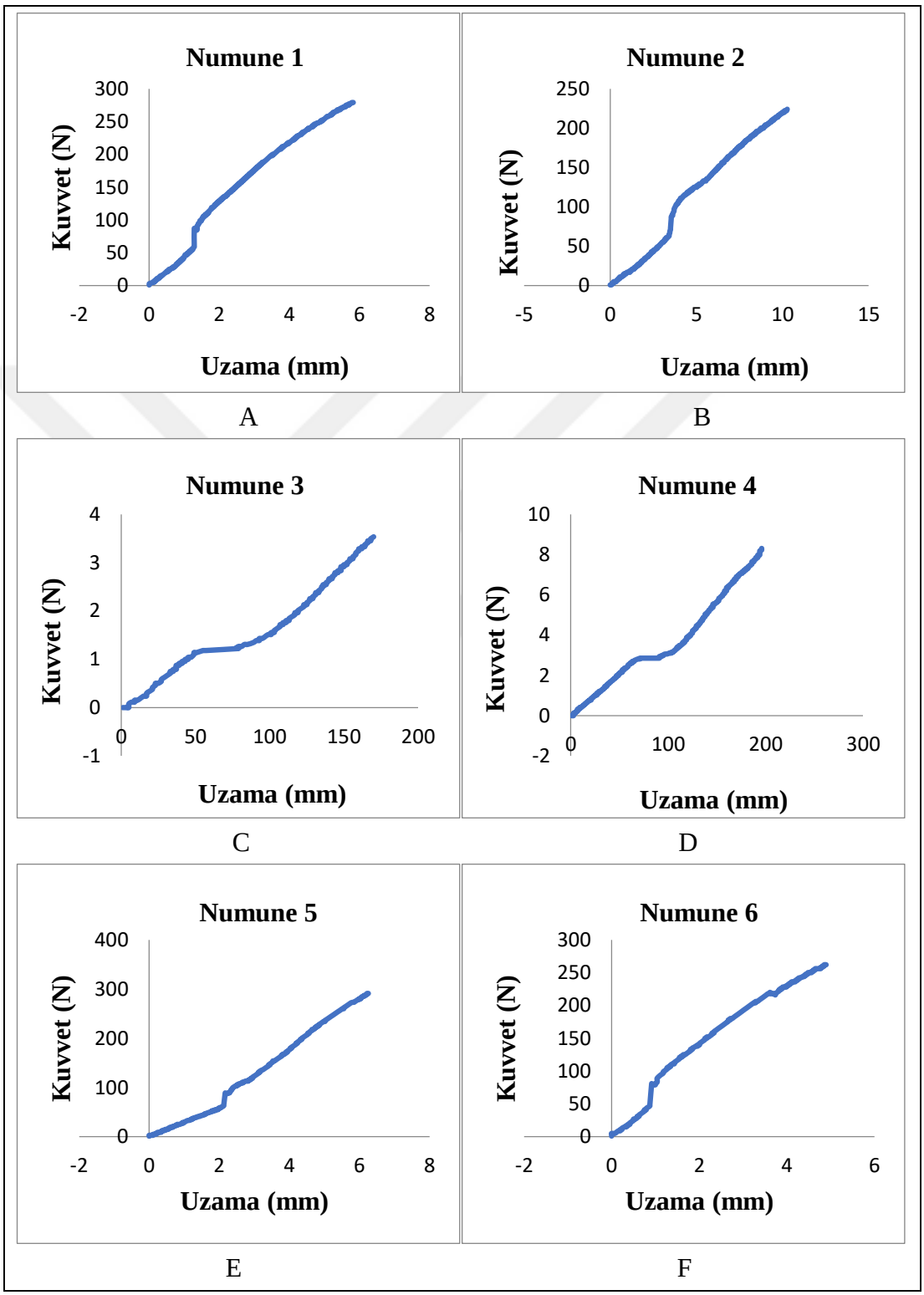
Tablo 3. 1. Çekme testi sonuçları (Kuvvet-Uzama değerleri)

Çiftlik Tavuk Femurlarının Çekme Testi Sonuçları				
	Maksimum Kuvvet (N)	**Uzama (mm)**	**Kemik Boyu (mm)**	**Kemik Çapı (mm)**
Femur 1	81	3,8	79	9,0
Femur 2	109	3,6	64	6,4
Femur 3	131	7,0	76	9,2
Femur 4	83	3,5	80	9,1
Femur 5	170	3,0	69	9,0
Femur 6	232	3,0	71	10
Femur 7	154	3,6	73	8,5
Ortalama	**137,14**	**3,93**	**73,14**	**8,74**
Gezen Tavuk Femurlarının Çekme Testi Sonuçları				
	Maksimum Kuvvet (N)	**Uzama (mm)**	**Kemik Boyu (mm)**	**Kemik Çapı (mm)**
Femur 1	281	5,82	80	8,3
Femur 2	224	10,27	90	7,8
Femur 3	170	3,53	86	8,1
Femur 4	196	6,00	88	8,5
Femur 5	291	6,25	83	7,9
Femur 6	262	4,89	82	6
Femur 7	289	6,12	88	7,2
Ortalama	**244,71**	**6,12**	**85,28**	**7,69**

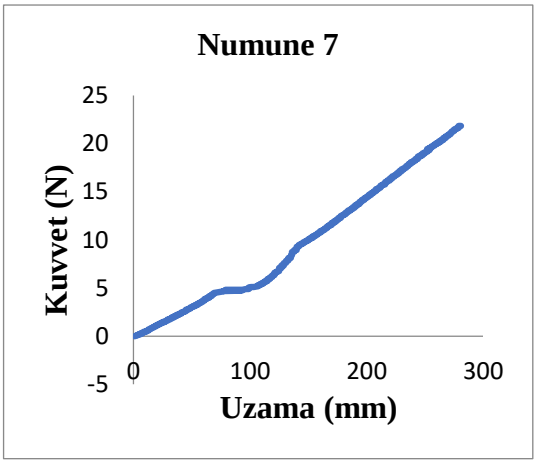
Şekil 3.1'de görülen gezen tavuk femurlarına ait çekme testinden elde edilen Kuvvet-Uzama grafikleri her bir numune için ayrı ayrı (A, B, C, D, E, F, G) grafiklerde gösterilmiştir. Karşılaştırılmasının daha kolay yapılabilmesi için ise tüm numunelerden elde edilen grafikler tek bir grafik (H) üzerinde gösterilmiştir.Şekil 3.2'deçiftlik tavuk femurlarına ait çekme testinden elde edilen Kuvvet- Uzama grafikleri görülmektedir. Her bir numune için ayrı ayrı grafiklerde(A, B, C, D, E, F, G) ve deneyde kullanılan femur kemiklerine ait tüm çekme grafikleri birbirleri ile karşılaştırılabilmesi için birarada(H)'ta da verilmiştir.

Şekil 3.3'te çiftlik tavuk femurlarına uygulanan çekme testinden elde edilen Kuvvet-Uzama grafikleri görülmektedir. Her bir numune için ayrı ayrı (A, B, C, D, E, F, G) grafiklerde gösterilmiştir. Karşılaştırılmasının daha kolay yapılabilmesi için ise tüm numunelerden elde edilen grafikler tek bir grafik (H) üzerinde gösterilmiştir. Şekil 3.4'te çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme-

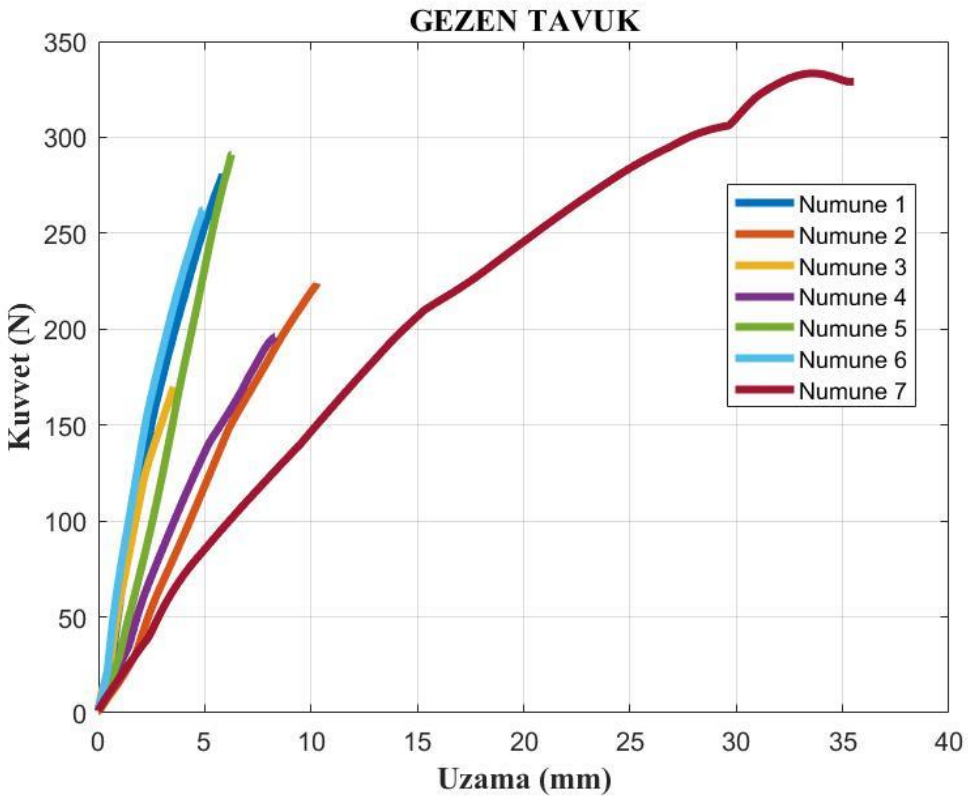
Gerinim grafikleri her numune için ayrı ayrı (A,B,C,D,E,F,G) ve karşılaştırılabilmesi için yedi numunenin verileri bir arada (H) görülmektedir.



Şekil 3.1.Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet-Uzama grafikleri

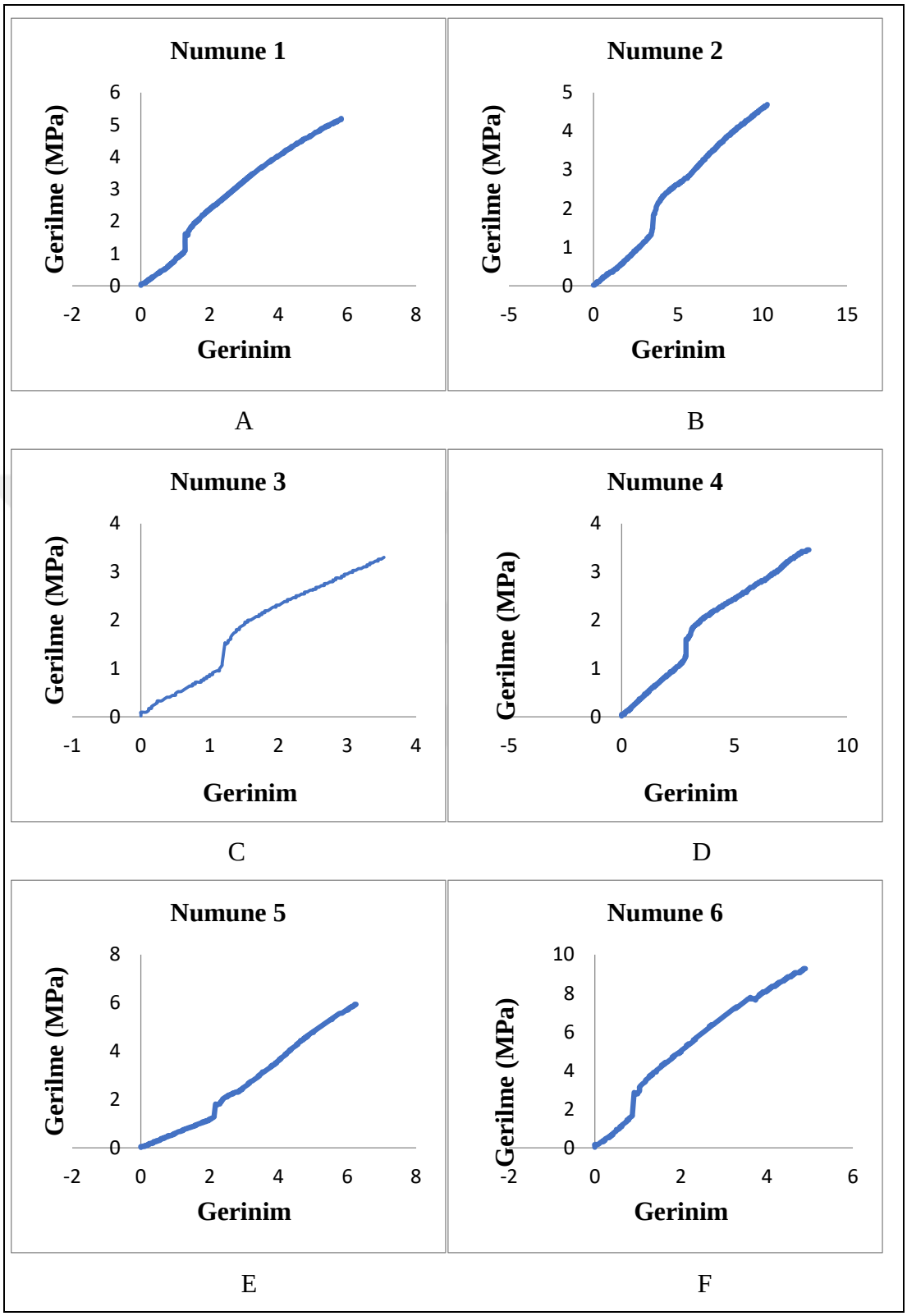


G

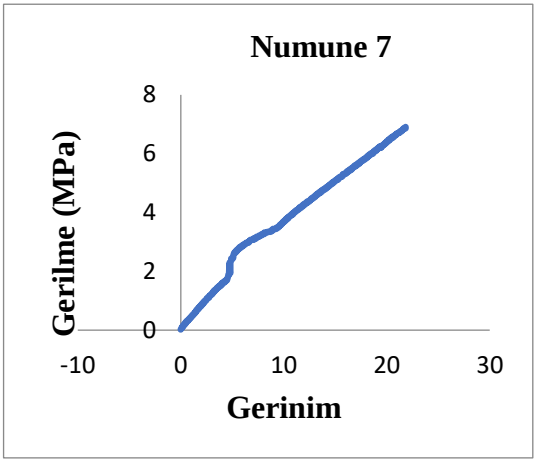


H

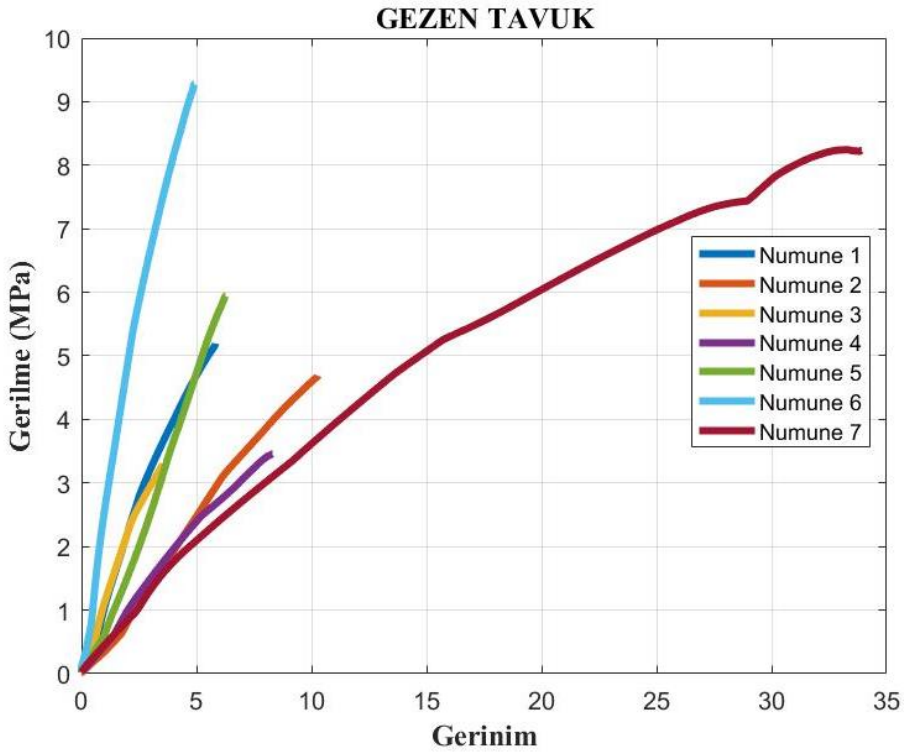
Şekil 3. 1. (Devam) Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet- Uzama grafikleri



Şekil 3.2.Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme-Gerinim grafikleri

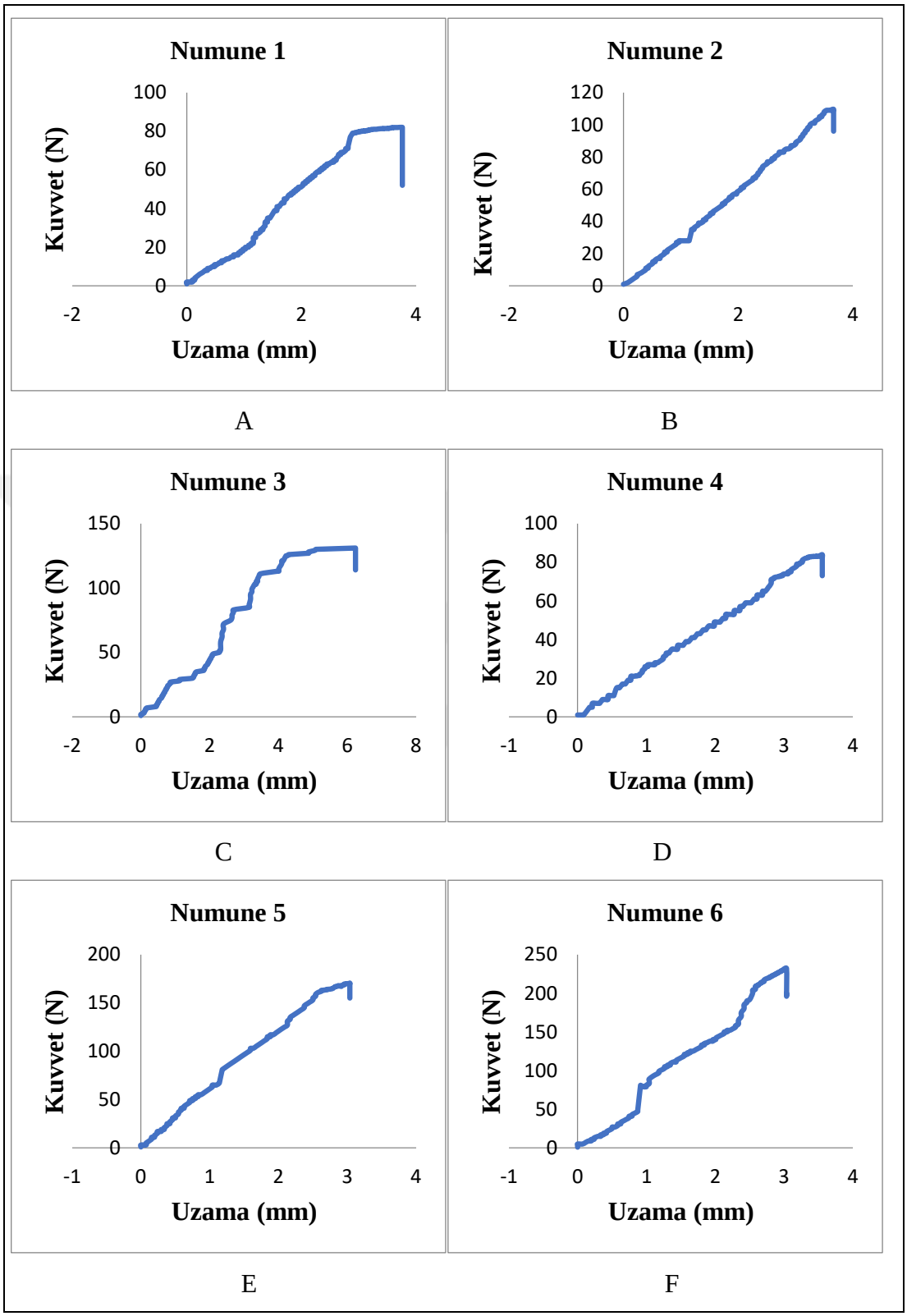


G

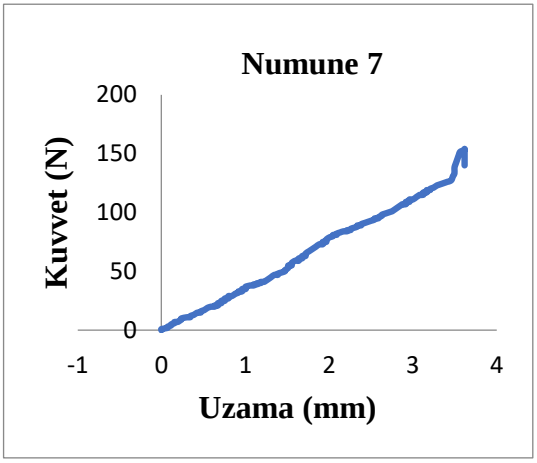


H

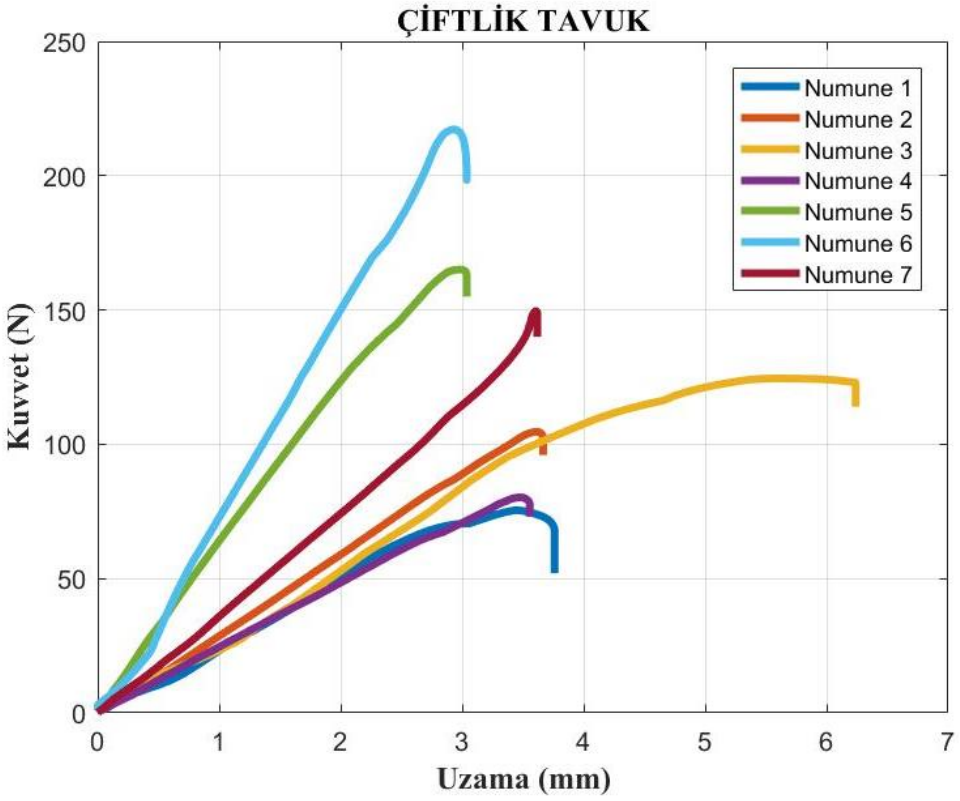
Şekil 3.2. (Devam) Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme- Gerinim grafikleri



Şekil 3.3.Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet-Uzama grafikleri

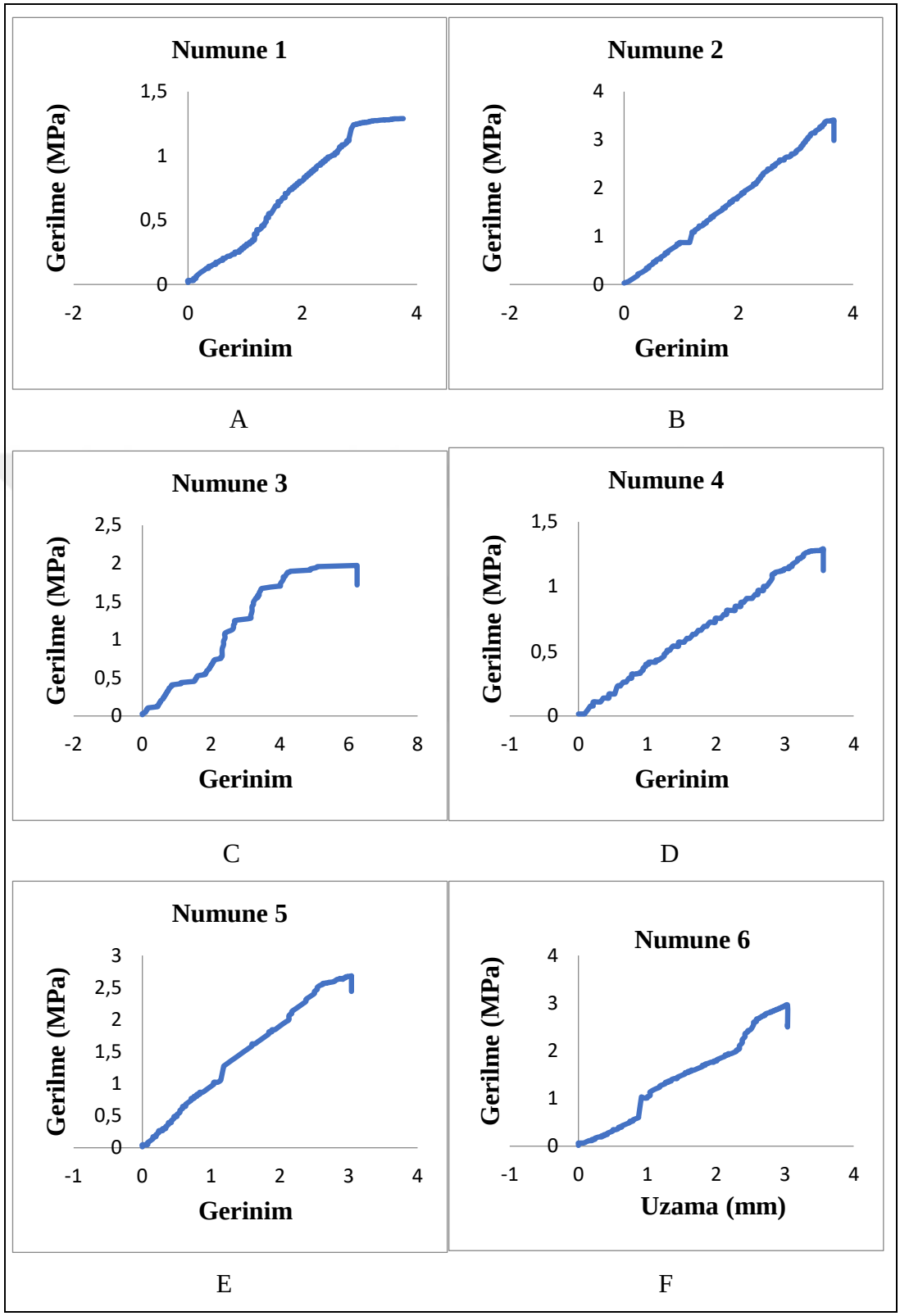


G

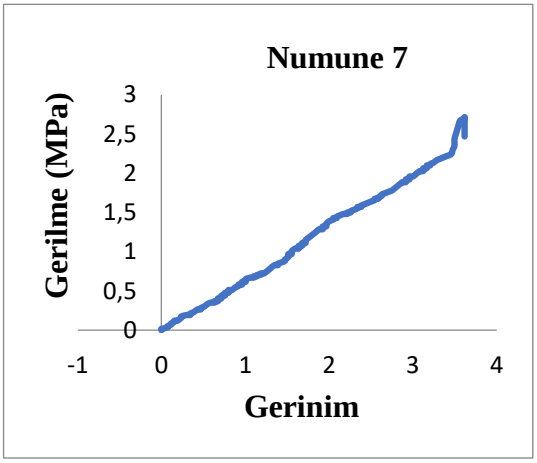


H

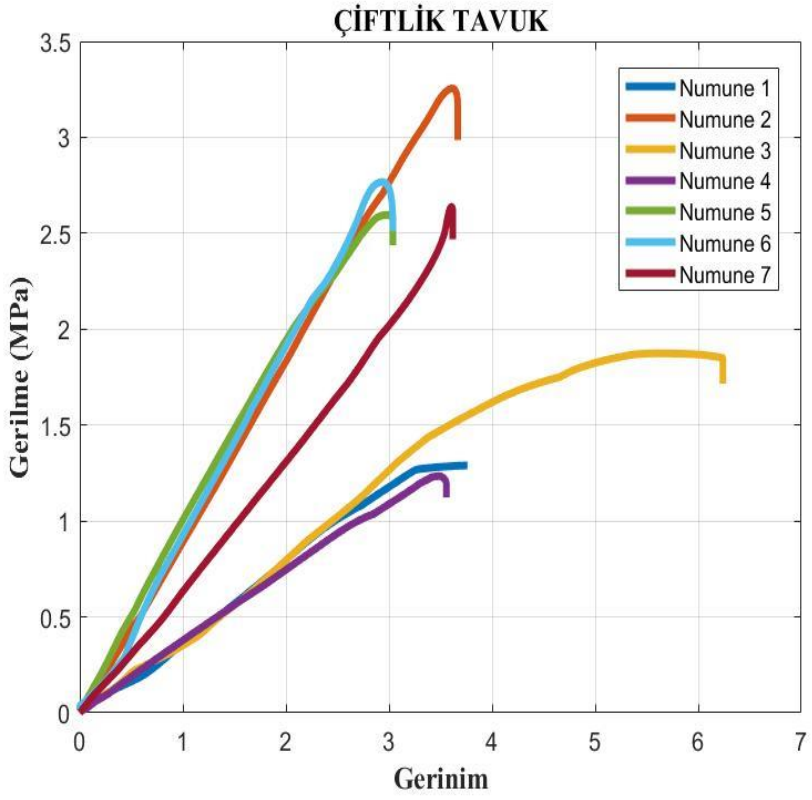
Şekil 3.3. (Devam) Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Kuvvet- Uzama grafikleri



Şekil 3.4.Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme-Gerinim grafikleri



G



H

Şekil 3. 4. (Devamı) Çiftlik tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme- Gerinim grafikleri

3.1.2.Çekme deneyi sonuçları

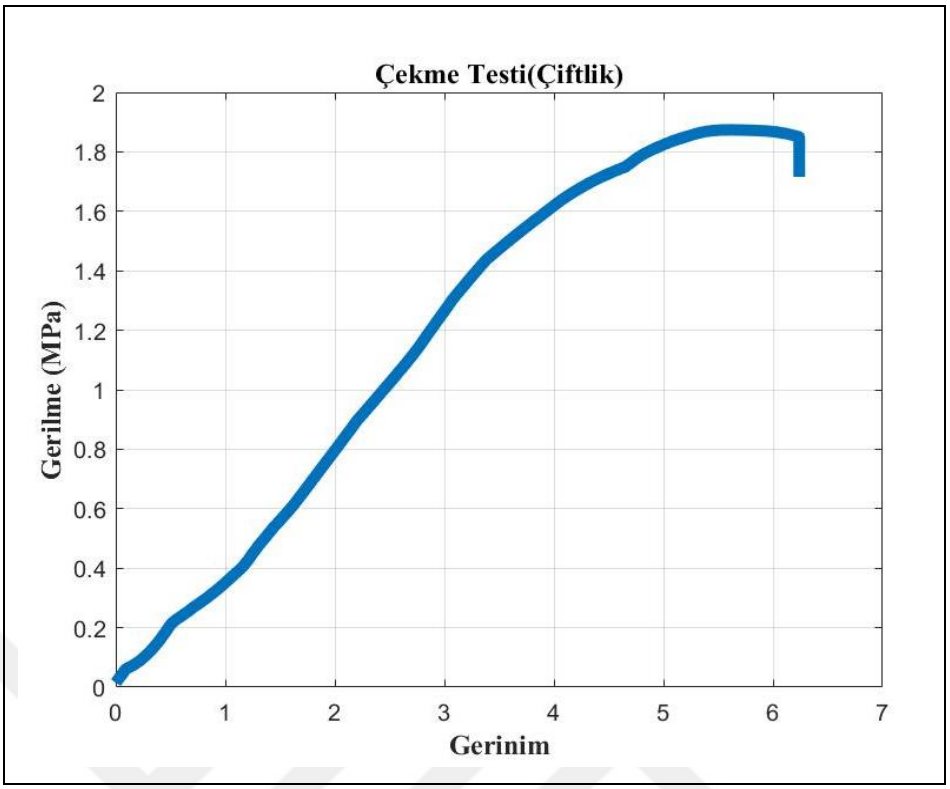
Tavuk femur kemiklerine ait çekme testinde elde edilen Gerilme-Gerinim değerleri Tablo 3.2'de sunulmuştur. Çiftlik tavuklarında gözlenen ortalama gerilme miktarı

2,305 MPa iken, gezen tavuk femurlarına ait ortalama gerilme değerlerinin 5,585 MPa olduğu Tablo 3.2'de görülmektedir. Gezen ve çiftlik tavuk femurlarına ait verilerden hesaplanan elastisitemodülleri arasındaki fark da aynı tabloda görülmektedir.

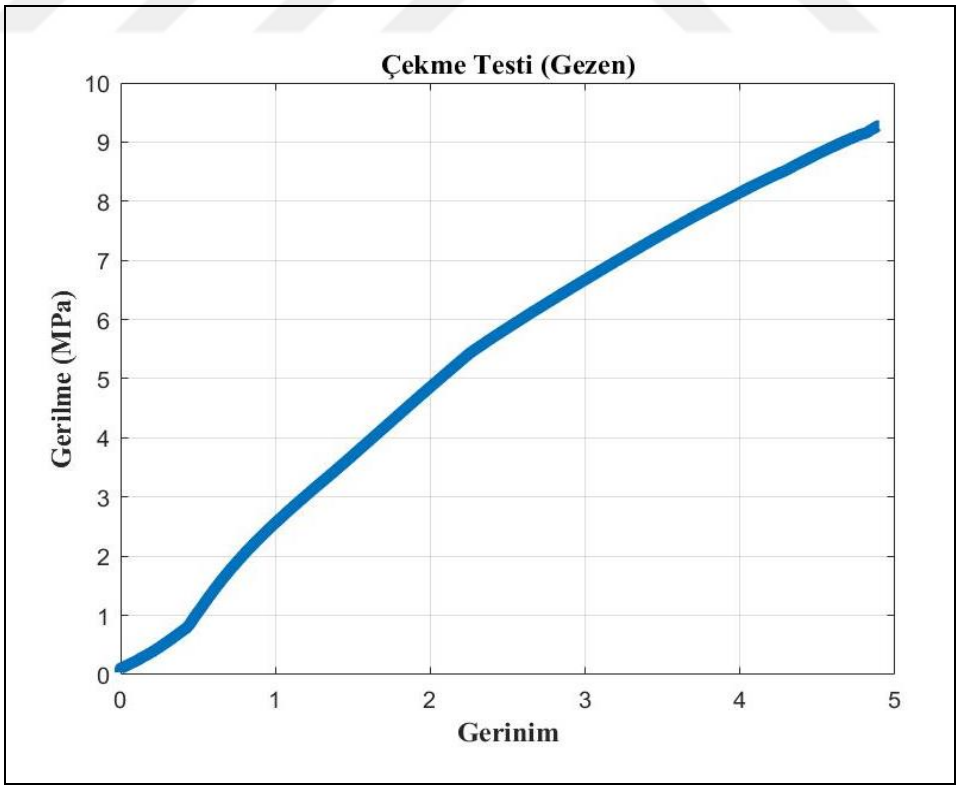
Tablo 3. 2. Çekme testi sonuçları (Gerilme-Gerinim değerleri)

Çiftlik Tavuk Femurları			
	Gerilme (σ) N/mm^2	**Gerinim (ε)**	**Elastisite Modülü MPa**
Femur 1	1,273	0,048	26,52
Femur 2	3,309	0,056	59,08
Femur 3	1,971	0,092	21,42
Femur 4	1,305	0,043	30,34
Femur 5	2,673	0,043	62,16
Femur 6	2,955	0,042	70,35
Femur 7	2,652	0,049	54,12
Ortalama	**2,305**	**0,053**	**46,284**
Gezen Tavuk Femurları			
	Gerilme (σ)	**Gerinim (ε)**	**Elastisite Modülü**
Femur 1	5,074	0,074	69,51
Femur 2	7,514	0,069	107,29
Femur 3	4,691	0,089	58,75
Femur 4	3,383	0,042	84,58
Femur 5	3,375	0,068	49,63
Femur 6	5,792	0,075	78,27
Femur 7	9,271	0,065	144,85
Ortalama	**5,585**	**0,069**	**84,69**

Şekil 3.5'te çiftlik tavuklarına ait femurlar için, Şekil 3.6'da ise gezen tavuk femurlarına ait çekme testinden elde edilen Gerilme-Gerinim eğrilerinden elde edilen verilerin ortalaması gösterilmiştir.

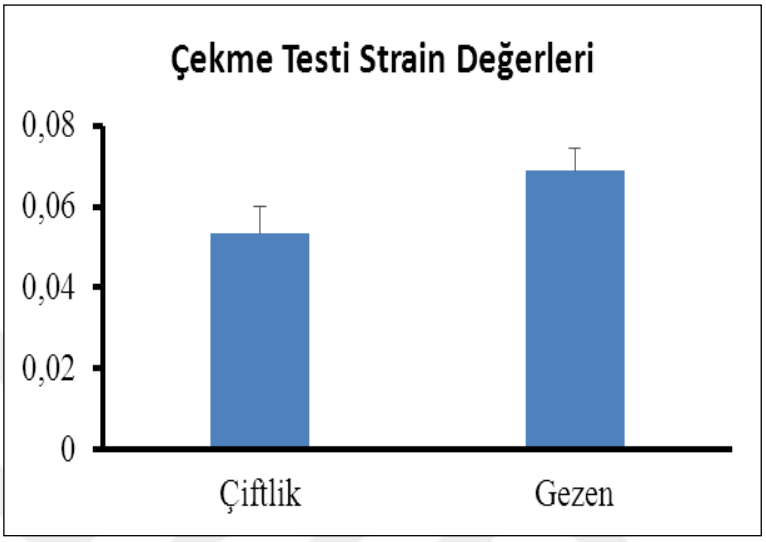


Şekil 3.5.Çiftlik tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme-Gerinim ortalamaları grafiği

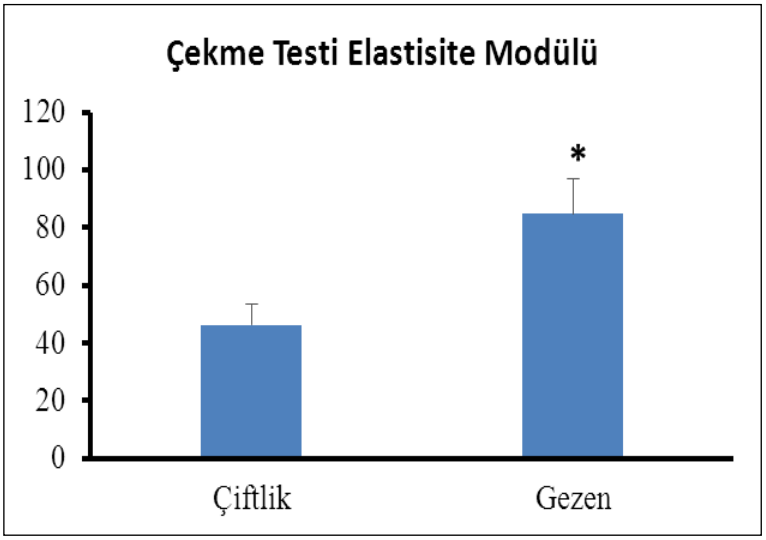


Şekil 3.6.Gezen tavuk femurlarına ait çekme testi sonuçlarından elde edilen Gerilme/Gerinim ortalamaları grafiği

Şekil 3.7,'de gezen ve çiftlik tavuklarına ait femurların maksimum strain değerlerinin ortalamaları görülmektedir. Bağımsız örneklem t-testi ile yapılan istatistiksel karşılaştırmalar ile çiftlik ve gezen tavuk femurları strain değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmamıştır (p = 0,09).



Şekil 3.7.Çiftlik tavuk ve gezen tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen maksimum strain değerlerinin ortalamaları (Me). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir (p < 0,05)



Şekil 3.8.Çiftlik tavuk ve gezen tavuk femurları çekme testi sonuçlarından elde edilen elastisite modülü ortalamaları (E). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir (p < 0,05)

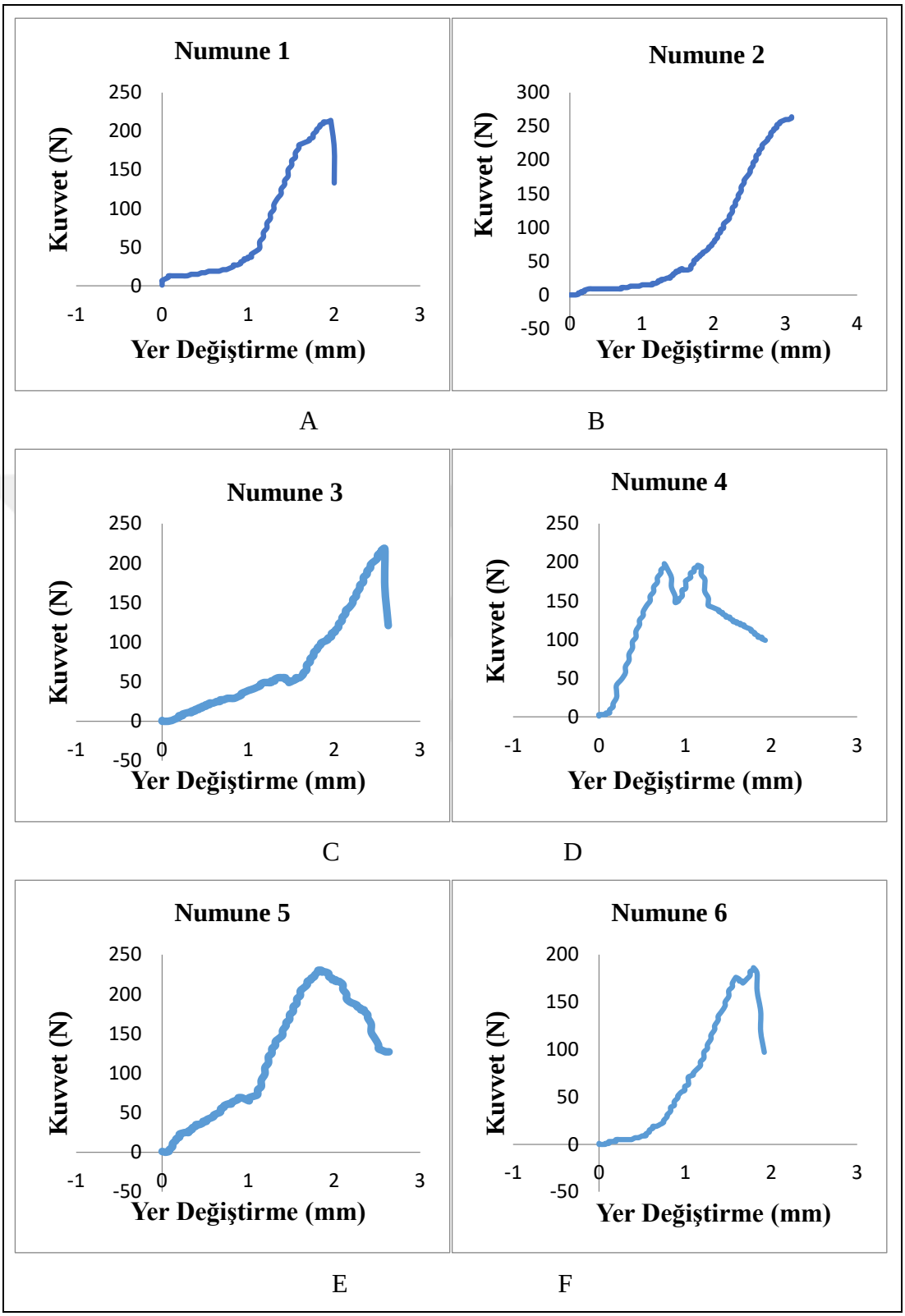
Şekil 3.8'de görüldüğü gibi, gezen ve çiftlik tavuklarına ait femurların Elastisite modülü değerlerinin ortalamaları görülmektedir. Bağımsız örneklem t-testi ile yapılan istatistiksel karşılaştırmalar ile çiftlik tavuk femurları elastisitemodülü değerleri, gezen tavuk femurları elastisite modülü değerlerine göre daha düşük olduğu görülmüştür ($p = 0,02$). Bu sonuçlara göre gezen tavuk femurlarının çekme testi için mekanik özellikleri daha yüksektir.

3.2.Üç Nokta Eğme Testi Bulguları

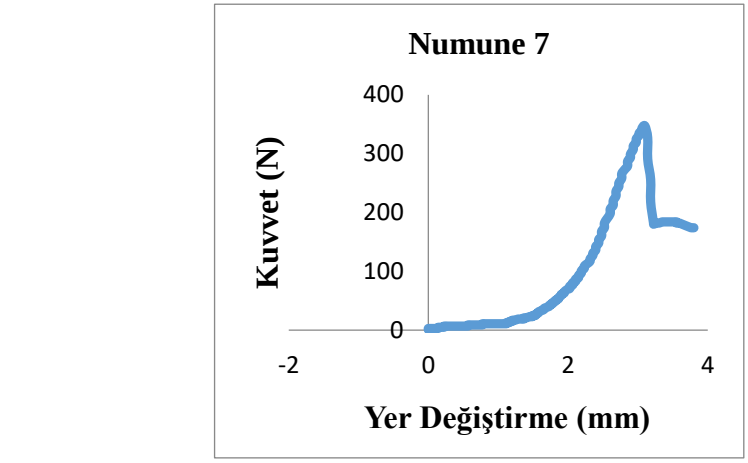
Tavuk femur kemiklerine ait üç nokta eğme testinde elde edilen değerler Tablo 3.3'de sunulmuştur. Bu sonuçlara göre çiftlik tavukları için, maksimum kuvvet 232 N, minimum kuvvet 83 N ve aritmetik ortalamaları 151,42 ± 18,65 N olarak belirlenmiştir. Aynı ölçümler gezen tavuklar için değerlendirildiğinde, maksimum kuvvet 347 N, minimum kuvvet 186 N ve aritmetik ortalamaları 236,71 ± 20,63 N olarak belirlenmiştir. Uygulanan kuvvetler sonucunda tavuk femurlarında ortaya çıkan uzama oranları; çiftlik tavuklarında ortalama 3,04 ± 0,22 mm iken gezen bu oran 2,56 ± 0,26 mm olarak hesaplanmıştır.

Tablo 3. 3. Üç nokta eğme testi sonuçları

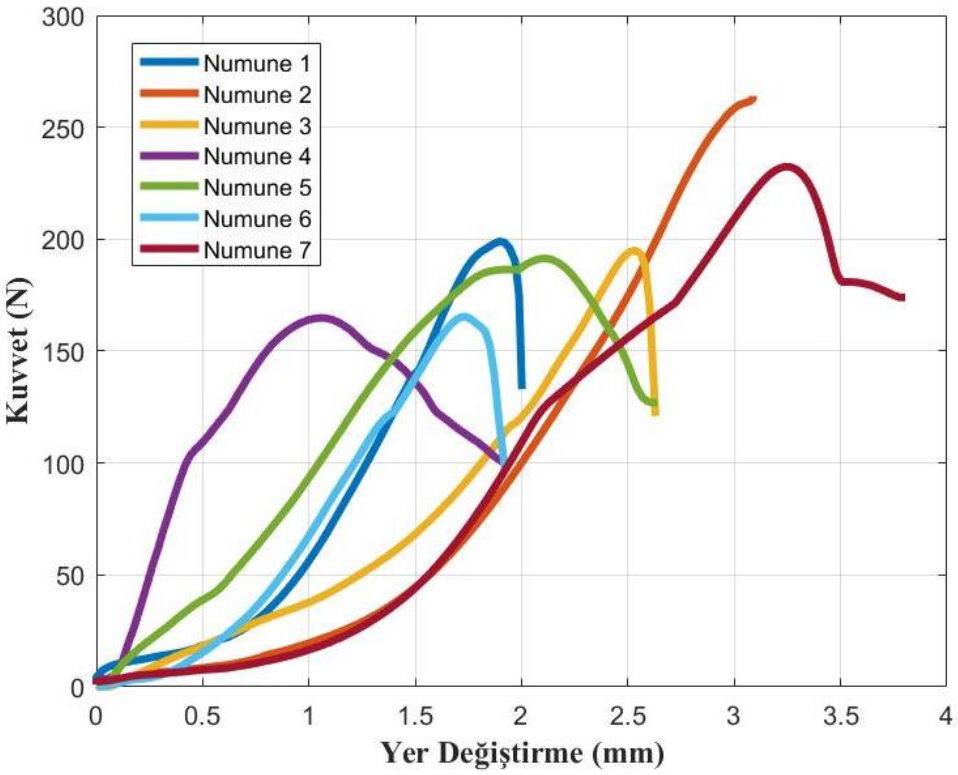
Çiftlik Tavuk Femurlarının Üç Nokta Eğme Testi Değerleri					
	Max. Kuvvet (N)	**Sehim (mm)**	**Kemik Boyu (mm)**	**Kemik Çapı (mm)**	**Eğilme Momenti (Nm)**
Femur 1	181	3,88	79	9	3,574
Femur 2	109	3,04	64	6,4	1,744
Femur 3	131	3,21	76	9,2	2,489
Femur 4	83	2,51	80	9,1	1,665
Femur 5	170	3,28	69	9	2,932
Femur 6	180	3,28	71	10	4,118
Femur 7	154	2,08	73	8,5	2,810
Gezen Tavuk Femurlarının Üç Nokta Eğme Testi Değerleri					
	Max. Kuvvet (N)	**Sehim (mm)**	**Kemik Boyu (mm)**	**Kemik Çapı (mm)**	**Eğilme Momenti (Nm)**
Femur 1	214	2,00	80	8,3	4,280
Femur 2	264	3,08	90	7,8	5,940
Femur 3	218	2,62	86	8,1	4,687
Femur 4	198	1,93	88	8,5	4,356
Femur 5	230	2,63	83	7,9	4,772
Femur 6	186	1,92	82	6	3,813
Femur 7	347	3,80	88	7,2	7,634



Şekil 3.9.Gezen tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları



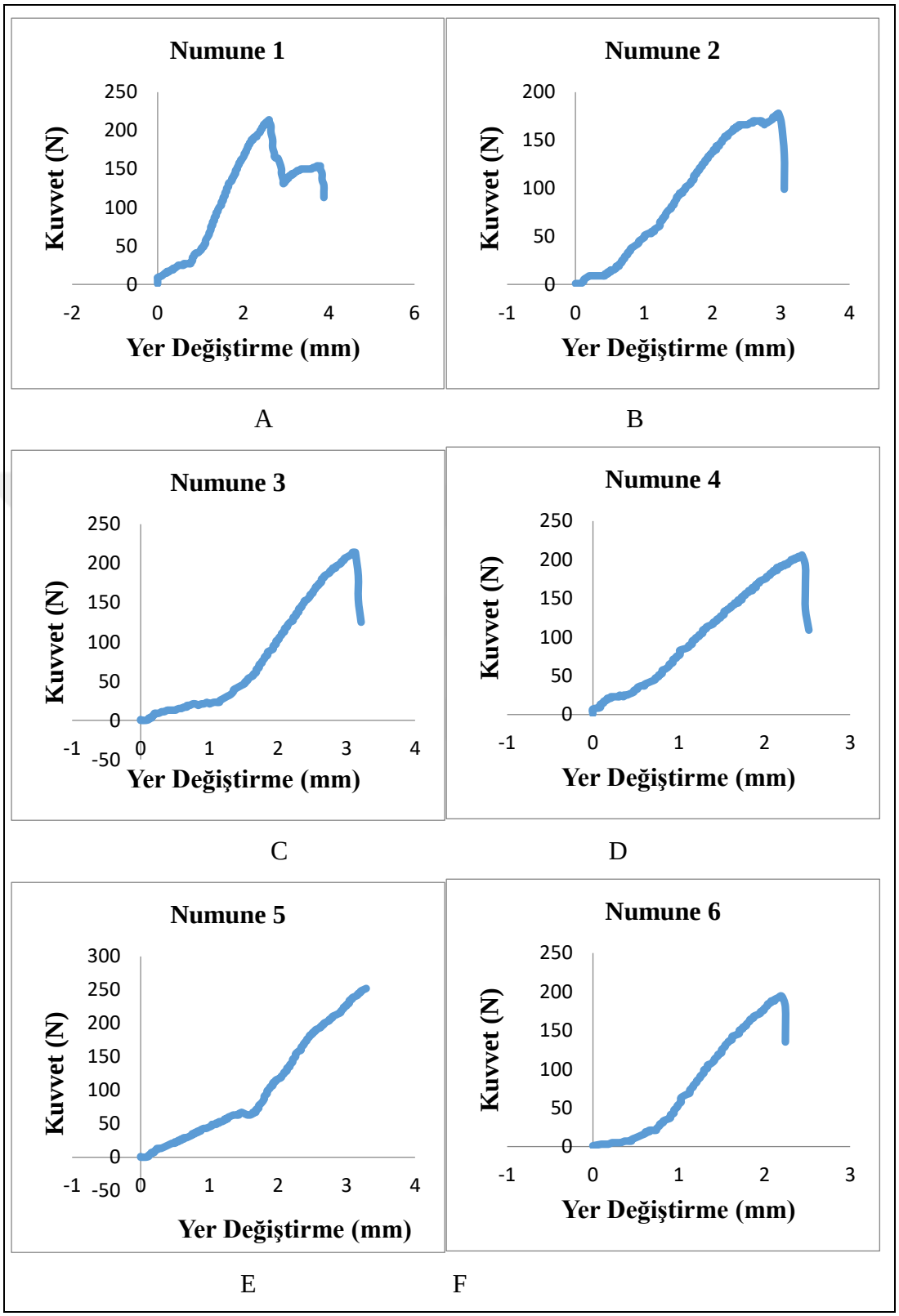
G



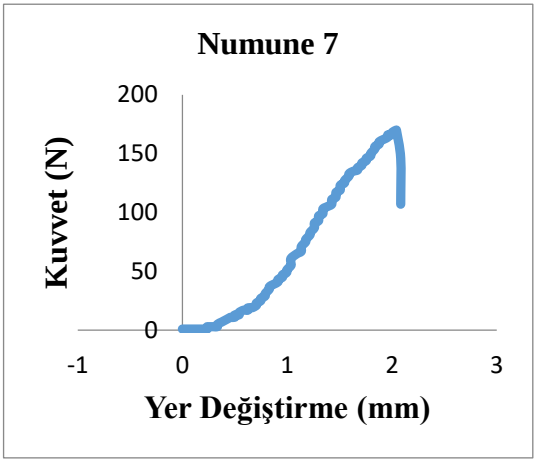
H

Şekil 3. 9. (Devam) Gezen tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları

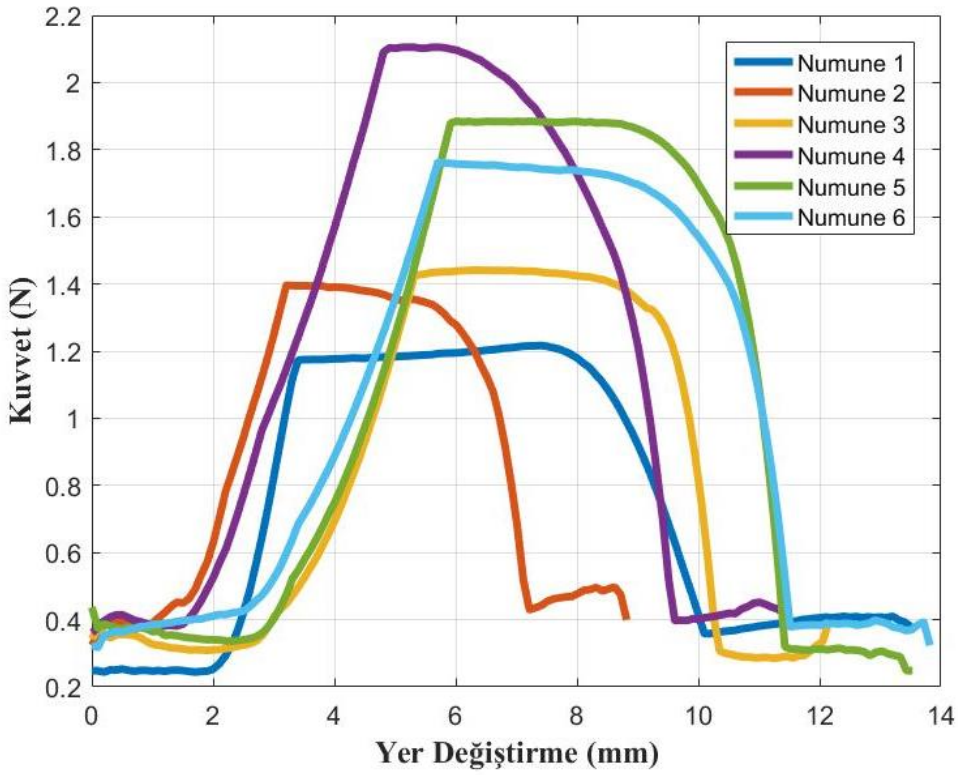
Şekil 3.19'da görüldüğü gibi çiftlik tavuklarına ait femurlar için üç nokta eğme testinde, uygulanan Kuvvet-Uzama miktarını gösteren her bir deneye ait (A, B, C, D, E, F, G) ve mukayese için (H) eğrileri çizilmiştir.



Şekil 3.10.Gezen tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları



G



H

3. 10. (Devam) Çiftlik tavuk femurlarına ait üç nokta eğme testi sonuçları

Şekil 3.10'da verildiği gibi gezen tavuklara ait femurlar için üç nokta eğme testinde, uygulanan Kuvvet-Uzama miktarını gösteren her bir deneye ait (A, B, C, D, E, F, G) ve mukayese için (H) eğrileri çizilmiştir.

3.3.Burulma Testi Bulguları

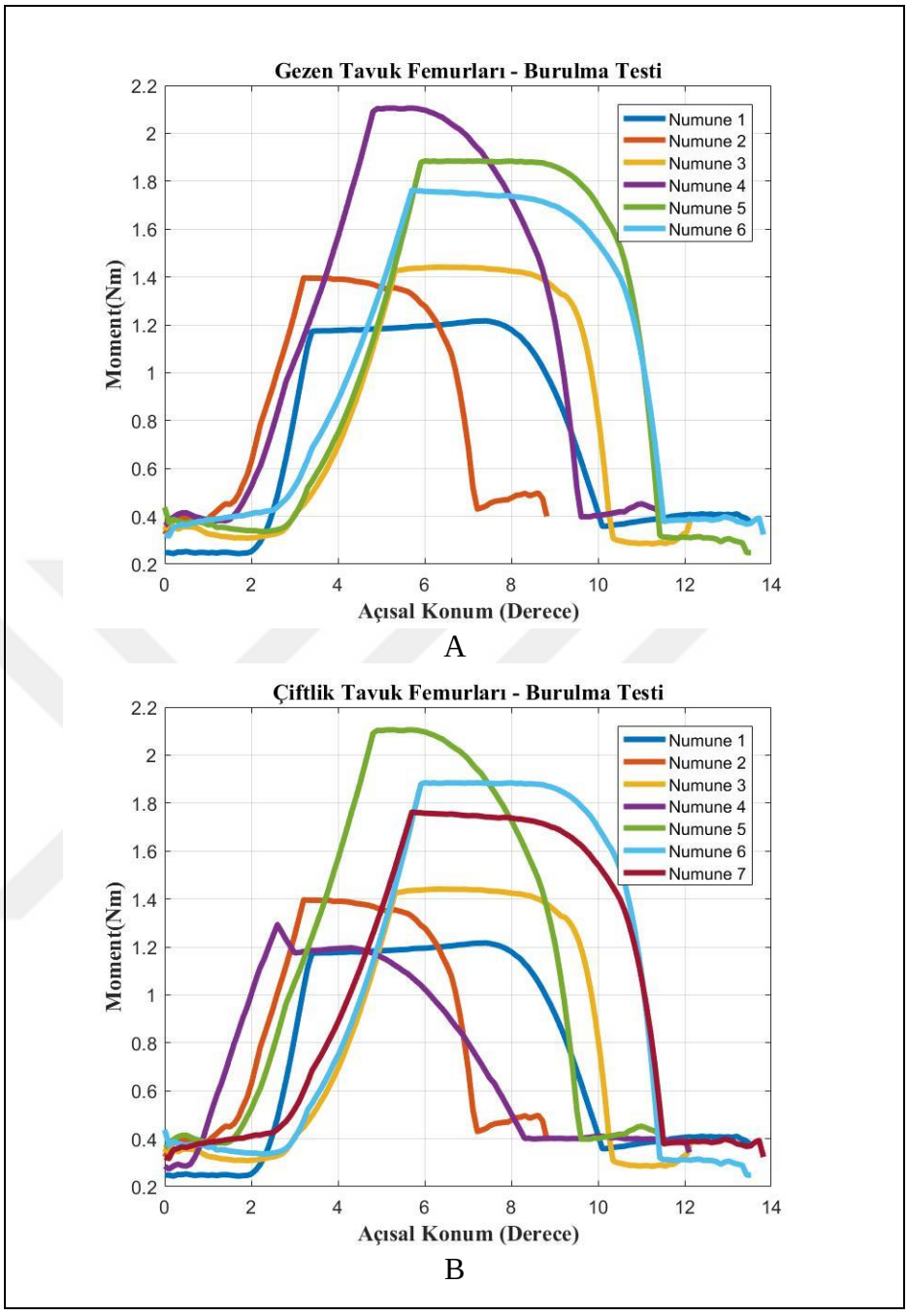
Tavuk femur kemiklerine ait burulma testinde elde edilen değerler Tablo 3.4'de sunulmuştur. Bu değerler uygulanan momentuma göre açısal dönme miktarını belirtmektedir.

Tablo 3. 4. Burulma testi sonuçları

Çiftlik Tavuk Femurlarının Burulma Testi Değerleri		
	Açısal Konum (derece)	**Moment (Nm)**
Femur 1	7,1	2,16
Femur 2	4,5	2,59
Femur 3	5,2	2,63
Femur 4	4,6	2,48
Femur 5	5,3	2,16
Femur 6	5,4	2,65
Femur 7	5,5	2,67
Ortalama	**5,37**	**2,47**
Gezen Tavuk Femurlarının Burulma Testi Değerleri		
	Açısal Konum (derece)	**Moment (Nm)**
Femur 1	2,2	4,30
Femur 2	2,5	3,61
Femur 3	3,6	4,31
Femur 4	2,3	4,40
Femur 5	4,5	4,30
Femur 6	4,12	5,30
Femur 7	4,25	4,60
Ortalama	**3,35**	**4,40**

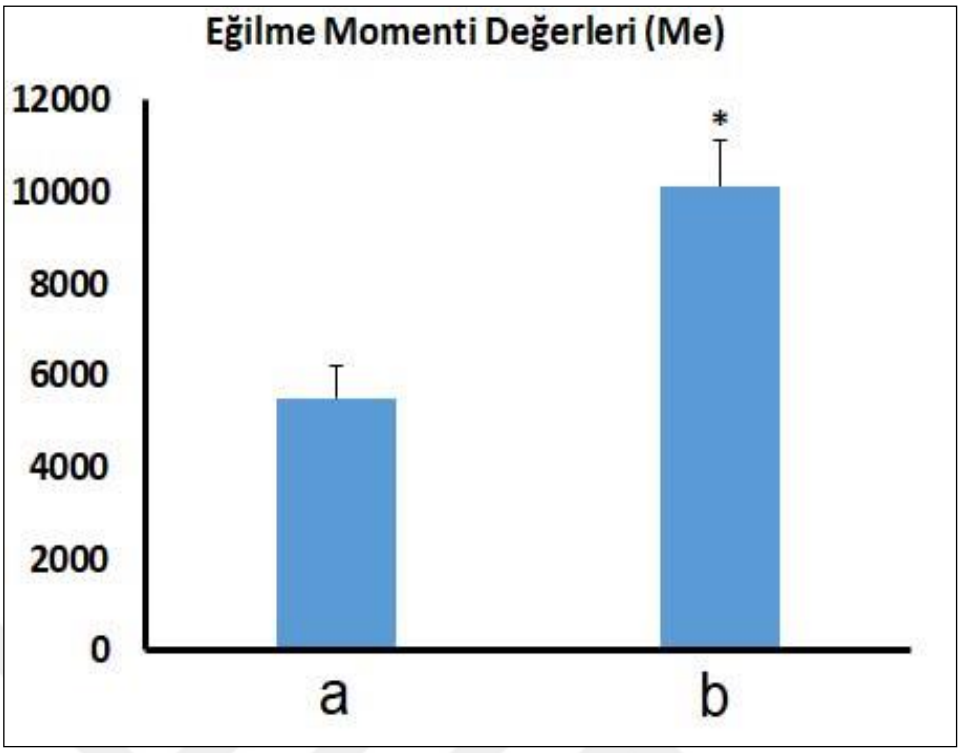
Elde edilen sonuçlara göre; çiftlik tavukları ortalama 2,67 Nmtork uygulandığında 14,57'' derecelik bir açısal değişikliğe yol açarken, gezen tavuklar için 4,40 Nmtork uygulandığında 12,20 derecelik bir açısal değişiklik meydana gelmektedir. Bu da gezen tavukların mukavemetinin daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.11, Gezen ve çiftlik tavuklarına ait femurların burulma testi ile elde edilenMoment-Açısal Konum değişiklik miktarını göstermektedir. Şekil 3.11.A'da gezen tavuklara ait, Şekil 11.B'de ise çiftlik tavuklarına ait femurların burulma testi sonucunda elde edilen grafikler verilmiştir.



Şekil 3.11.Gezen tavuklara ait femurların burulma testi sonuçları, B.Çiftlik tavuklarına ait femurların burulma testi sonuçları

Şekil 3.12'de gezen ve çiftlik tavuklarına ait femurların eğilme moment ortalamaları görülmektedir. Bağımsız örneklem t-testi ile yapılan istatistiksel karşılaştırmalar ile çiftlik tavuk femurları eğilme momenti değerlerinin, gezen tavuk femurları eğilme momenti değerlerine göre daha düşük olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). Bu sonuçlara göre gezen tavuk femurlarının üç nokta eğme testi için mekanik özellikleri daha yüksektir.



Şekil 3.12.a) Çiftlik tavuk ve b) gezen tavuk femurları eğilme momenti değerleri (Me). * işareti, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu ifade etmektedir ($p < 0,05$)

4.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, biyomekanik çalışmalarda kullanılan küçük ölçekli çekme, üç nokta eğme ve torsiyon test teknikleri kullanılarak tavuk kemiklerinin testleri yapılmıştır. Bu değerlendirmeler sonucunda çiftlik ve gezen tavuk femurlarının biyomekanik özellikleri belirlenmesi amacı ile bu testlere tabi tutulmuşlardır. Testlere tabi tutulan femur özellikleri ve elde edilen değerleri birbirleri ile karşılaştırılarak literatürde mevcut olmayan biyomekanik özelliklerinin biyomedikal alandaki çalışmalarda yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Gezen ve çiftlik tavuklarının femurları çekme testine tabi tutulmuş olup, kemiklerin elde edilen mekanik özellikleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Bu testler sonucunda, Şekil 3.1. ve 3.2'de sırasıyla çiftlik ve gezen tavuk femurlarının kuvvet-uzama eğrileri ile mekanik özellikleri görülmektedir. Bu test sonuçlarına göre maksimum kuvvet gezen tavuklar için 291N iken çiftlik tavukları için 232N, en düşük kuvvet gezen tavuklar için 170 N ve çiftlik tavukları için 81N olarak belirlenmiştir. Gezen tavuk femurları için aritmetik ortalaması 244,71N olarak, çiftlik tavuk femurları için ise 137,14N olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre gezen tavuk femurlarının çekme testi için mekanik özellikleri daha yüksek olduğu görülmektedir. Uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkan uzama oranları da gezen tavuklarda ortalama 5,12 mm iken çiftlik tavuklarında bu oran 4,02 mm civarında gözlemlendi. Bu testler sonucunda, Şekil 3.3 ve 3.4'de, sırasıyla gezen ve çiftlik tavuklarına ait femurların normalizeedilmişGerilme-Gerinim grafiklerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Bu değerlere göre, gezen tavuk femurlarının akma mukavemetleri ortalaması σ_{AK} 0,98MPa, kopma mukavemet ortalaması σ_{KOP} 5,28MPa olarak hesaplanmıştır. Gezen tavuk femurlarının elastiklik modülü ise şekil 3.6'da görüldüğü gibi, 84,69MPa olarak elde edilmiştir. Aynı şekilde,çiftlik femurlarının akma mukavemetleri ortalamaları σ_{AK} 0.61MPa, σ_{KOP} 2,28MPa olarak hesaplanmıştır. Çiftlik tavuk femurlarının elastisite modülü ise şekil 3.6'da görüldüğü gibi 46,28 olarak elde edilmiştir.

Bu sonuçlara göre, gezen tavuk femurlarının mekanik özellikleri, çiftlik tavukların femurların mekanik özellikleri değerlerinden yaklaşık % 36,22 yüksek elde edilmiştir.

Üç nokta eğme testi ile gerçekleştirilen değerlendirmelerde; çiftlik tavuk femurları, gezen tavuk femurlarına kıyasla ortalama olarak, daha düşük kuvvettedaha fazla uzama oluştuğu gözlenmiştir. Çiftlik tavukları için 151,42 ± 18,65 N kuvvete karşılık 3,04 ± 0,22 mm uzama gelişirken, gezen tavuk femur kemikleri için 236,71 ± 20,63 N kuvvete karşılık 2,56 ± 0,26 mm uzama gelişir. Elde edilen bu verilere göre üç nokta eğme testinde, gezen tavuk femur kemikleri için mekanik özelliklerinin çiftlik tavuklarına göre daha yüksek olduğuna işaret etmektedir.

Burulma test cihazı burulma açısını ve uygulanan tork değerlerini vermektedir. Burulma testi ile gerçekleştirilen değerlendirmelerde, uygulanan momentuma göre açısal dönme derecesi belirlenmiştir. Çiftlik tavukları için, ortalama 2,67 Nmtork uygulandığında 14,57 derecelik bir açısal değişikliğe yol açarken, gezen tavuklar için 4,40 Nmtork uygulandığında 12,20 derecelik bir açısal değişiklik meydana gelmektedir. Bu sonuçlara göre, çiftlik tavuk femur kemikleri, gezen tavuk femur kemikleri ile karşılaştırıldığında daha düşük momentumda daha fazla açısal değişikliğe uğradığı gözlenmiştir. Buna ek olarak, çiftlik tavuk femur kemiklerinin eğilme momenti değerleri gezen tavuk femur kemiklerine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bu veriler burulma testinde, gezen tavuk femur kemikleri için mekanik özelliklerinin çiftlik tavuklarına göre daha yüksek olduğuna işaret etmektedir.

Bu tez çalışmasında, gezen tavuklar ile çiftlik tavuklarda çıkarılan femurları çekme, üç-nokta eğme ve burulma testlerine tabi tutulmuşlardır. Burada amaç, gezen ve çiftlik tavukların femurlarının mekanik özelliklerinin belirlenebilmesi için bu mekanik testlere tabi tutulmuşlardır. 20 adet gezen tavuk ve 20 adet çiftlik tavuklarından elde edilen 40’ar adet femurlar söz konusu testlere tabi tutulmuşlardır. Her bir tavuk çeşidinden elde edilen 40 famurların 7 tanesi çekme, 7 tanesi üç-nokta eğme ve 7 tanesi de burulma testine tabi tutulmuşlardır. Elde edilen mekanik testlerin sonuçlarına göre gezen tavuk femurları ile çiftlik tavuk femur değerleri birbirleri ile

karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalar da yapılırken, literatürde verilen bilgiler de göz önünde bulundurulmuş ve tez çalışmasındaki sonuçlar ile de karşılaştırmalar yapılmıştır. Buna göre, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Tavuk femurlarının mekanik özelliklerini belirlemek için kurgulanan söz konusu mekanik testler, büyük bir titizlik ve olabildiğince doğru ve düzenli bir şekilde gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Farklı femurlar için elde edilen ve Şekil 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.7, 3.8 ve 3.9 'da verilen deney sonuç grafikleri incelendiğinde, sonuçların birbirleri ile benzer olmaları testlerin olması gerektiği standart formatta yapıldığı görülmektedir.

Gezen tavuk femurlarının akma mukavemeti(σ_{AK}) 0,98MPa, çiftlik tavuklarının ise 0,61MPa bulunmuştur. Gezen tavukların kopma mukavemeti(σ_{KOP}) 5,28 iken çiftlik tavuklarının 2,28MPa olarak hesaplanmıştır. Aynı şekilde gezen tavukların elastisite modülü 84,69MPa ve çiftlik tavuklarının elastisite modülü 46,28MPa olarak hesaplanmış olup Şekil 3.3 ve 3.4'de görüldüğü gibi yaklaşık olarak 2 kat yüksek elde edilmiştir.

Üç-nokta eğme deneyi sonuçları göz önüne alındığında, gezen tavuk femurlarının mekanik özellikleri çiftlik tavuk famurlarının değerlerinden yüksek elde edilmiştir. Gezen tavuk femur kemikleri için 236,71±20,63N kuvvete karşılık 2,56±0,26mm uzama gözlemlendi. Çiftlik tavuk femur kemiklerine uygulanan 151,42±18,65N kuvvete karşılık 3,04±0,22mm uzama gözlemlendi.

Burulma deneyi ile gerçekleştirilen değerlendirmelerde, uygulanan momentuma göre açısal dönme derecesi belirlenmiştir. Çiftlik tavukları için ortalama 2,67Nm tork uygulandığında 14,57 derecelik bir açısal değişikliğe yol açarken,gezen tavuklar için 4,40Nm tork uygulandığında 12,20 derecelik açısal bir değişiklik meydana gelmektedir. Bu sonuçlara göre, çiftlik tavuk femur kemikleri, gezen tavuk femur kemikleriyle karşılaştırıldığında daha düşük momentumda daha fazla açısal değişime uğradığı gözlenmiştir. Buna ek olarak, çiftlik tavuk femur kemiklerinin eğilme momenti değerleri gezen tavuk femur kemiklerine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bu veriler burulma testinde, gezen tavuk femur kemikleri

için mekanik özelliklerinin çiftlik tavuklarına göre daha yüksek olduğuna işaret etmektedir.

KAYNAKLAR

[1] Cengiz A., Aydın A., Özkan A., Kişioğlu Y., ve Müzezzinoğlu Ü.S., Mekanik Testlerin Biyomekanik Uygulamalar için Değerlendirilmesi.*2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi*, 2010.

[2] Kuyubaşı N., Gülman B., Say F., Çıraklı A., Ve Yıldız F., Yüzey Şekli Değiştirilmiş Plakların İn Vitro Tavuk Modeli ile Biyomekanik Karşılaştırılması,*Ege Tıp Dergisi*, 2016. **55**(4), 190-195.

[3] Kwiecień, M., A. Winiarska-Mieczan, A. Milczarek, E. Tomaszewska, and J. Matras, Effects of Zinc Glycine Chelate on Growth Performance, Carcass Characteristics, Bone Quality and Mineral Content İn Bone of Broiler Chicken,*Livestock Science*, 2016,**191**, 43-50.

[4] Uygur, E., O. Poyanli, İ. Mutlu, T. Çelik, And F. Akpinar, Medial Malleolus Fractures, A Biomechanical Comparison of Tension Band Wiring Fixation Methods. Orthopaedics & Traumatology, *Surgery & Research*, 2018. **104**(8), 1259-1263.

[5] Öztuna V., Ortopedi ve Travmatolojide Kullanılan Deneysel Hayvan Modelleri (Temel İlkeler, Etik Unsurlar ve Modeller), *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 2007. **6**(1-2), 47-55.

[6] Kadar A.,Thoreson A.R.,Reisdorf R.L., Amadio P.C., Moran S.L., and Zhao C., Turkey Model for Flexor Tendon Research, İn Vitro Comparison Of Human, Canine, Turkey and Chicken Tendons,*Journal Of Surgical Research*, 2017. **216**, 46-55.

[7] Bozbaş, G.T., F.S. Kilimci, M. Yılmaz, G. Gürer, And B. Demirci, Ozonun Romatoid Artrit Hayvan Modelinde Kemik Dayanıklılığı Üzerine Olan Etkisi. *Turkish Journal Of Osteoporosis/Turk Osteoporoz Dergisi*, 2016. **22**(2), 74-79.

[8] Ruff, C.B. and W.C. Hayes, Cross-Sectional Geometry Of Pecos Pueblo Femora and Tibiae—A Biomechanical İnvestigation: I. Method and General Patterns Of Variation. *American Journal Of Physical Anthropology*, 1983. **60**(3), 359-381.

[9] Figen, S., Tavşan Femur'unun Morfometrik ve Biyomekanik Özellikleri Üzerine Ovariektominin Etkisi, *İn Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 2006. Adnan Menderes Üniversitesi.

[10] Turner, C.H. And D.B. Burr, Basic Biomechanical Measurements Of Bone: A Tutorial. Bone, 1993. **14**(4), 595-608.

[11] Turner, C., L. Garetto, A. Dunipace, W. Zhang, M. Wilson, M. Grynpas, D. Chachra, R. Mcclintock, M. Peacock, and G. Stookey, Fluoride Treatment İncreased Serum IGF-1, Bone Turnover, and Bone Mass, but Not Bone Strength, İn Rabbits. *Calcified Tissue İnternational*, 1997. **61**(1), 77-83.

[12] Modelinde, O.F.K., Testosteronun Kırık İyileşmesine Etkisinin Orşiektomize Ratlarda Oluşturulan Femur Kırık Modelinde Mekanik Yöntemlerle İncelenmesi. *Hacettepe Ortopedi Dergisi*, 2001. **11**(2), 71.

[13] Frisch, N.B., M.A. Charters, J. Sikora-Klak, R.F. Banglmaier, D.J. Oravec, And C.D. Silverton, Intraoperative Periprosthetic Femur Fracture: A Biomechanical Analysis Of Cerclage Fixation. *The Journal Of Arthroplasty*, 2015. **30**(8), 1449-1457.

[14] Çömelekoğlu, Ü., S. Arslantaş, N. Yılmaz, S. Yalın, E. Ballı, F. Söğüt Ve S. Korkutan, Radyoterapinin Normal Kortikal Kemik Biyomekaniği Üzerine Etkileri. *Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*. **4**(1), 12-16.

[15] Serkan, G., Manyetik Alanın Kemik Formasyonu Üzerindeki Etkilerinin Biyomekanik Özellikler Yönünden İncelenmesi, *İn Biyofizik Anabilim Dalı*, 2005. Mersin Üniversitesi.

[16] Rath, N., W. Huff, J. Balog, and G. Bayyari, Effect Of Gonadal Steroids On Bone and Other Physiological Parameters Of Male Broiler Chickens. *Poultry Science*, 1996. **75**(4), 556-562.

[17] Kumar, K.N., T. Tandon, P. Silori, and A. Shaikh, Biomechanical Stress Analysis Of A Human Femur Bone Using ANSYS. *Materials Today: Proceedings*, 2015. **2**(4-5), 2115-2120.

[18] Yousif, A. and M. Aziz, Biomechanical Analysis Of The Human Femur Bone During Normal Walking and Standing Up. *IOSR Journal Of Engineering* (IOSRJEN), 2012. **2**(8) 13-19.

[19] Shahar, R., L. Banks-Sills, and R. Eliasy, Stress and Strain Distribution İn The İntact Canine Femur: Finite Element Analysis. *Medical Engineering & Physics*, 2003. **25**(5), 387-395.

[20] Sevil, F., Tavşan Femur'unun Morfometrik ve Biyomekanik Özellikleri Üzerine Ovariektominin Etkisi, 2006. Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

[21] Buckwalter, J., M. Glimcher, R. Cooper, And R.R. Recker, Bone Biology. II: Formation, Form, Modeling, Remodeling, and Regulation Of Cell Function. *Instructional Course Lectures*, 1996. **45**, 387-399.

[22] Buckwalter, J., M. Glimcher, R. Cooper, and R. Recker, Bone Biology. I: Structure, Blood Supply, Cells, Matrix, and Mineralization. *Instructional Course Lectures*, 1996. **45**, 371.

[23] Nordin, M. and V.H. Frankel, Basic Biomechanics Of The Musculoskeletal System, 2001. Lippincott Williams & Wilkins.

[24] Turner, C.H., Three Rules For Bone Adaptation To Mechanical Stimuli. *Bone*, 1998. **23**(5), 399-407.

[25] Florencio-Silva, R., G.R.D.S. Sasso, E. Sasso-Cerri, M.J. Simões, And P.S. Cerri, Biology Of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That İnfluence Bone Cells. *Biomed Research İnternational*, 2015.

[26] Cooper, R.R., J.W. Milgram, and R.A. Robinson, Morphology Of The Osteon: An Electron Microscopic Study. *JBJS*, 1966. **48**(7), 1239-1271.

[27] KELLY, P.J., Anatomy, Physiology, and Pathology Of The Blood Supply Of Bones. *JBJS*, 1968. **50**(4), 766-783.

[28] Lin, J.T. and J.M. Lane, Osteoporosis: A Review. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2004. **425**, 126-134.

[29] Bach-Gansmo, F.L., S.C. Irvine, A. Brüel, J.S. Thomsen, and H. Birkedal, Calcified Cartilage İslands İn Rat Cortical Bone. *Calcified Tissue İnternational*, 2013. **92**(4), 330-338.

[30] General, O.O.T.S., Bone Health and Osteoporosis: A Report Of The Surgeon General, 2004.Office Of The Surgeon General (US).

[31] Van Der Meulen, M.C., X. Yang, T.G. Morgan, and M.P. Bostrom, The Effects Of Loading On Cancellous Bone İn The Rabbit. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 2009. **467**(8) 2000-2006.

[32] Yakan B., Özdamar S., Kutlubay R., Genel Histoloji Kitabı, 2004, *Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Yayınları*, No:**42**, 59-60.

[33] Nyman, J.S., M. Reyes, and X. Wang, Effect Of Ultrastructural Changes On The Toughness Of Bone. *Micron*, 2005. **36**(7-8) 566-582.

[34] Boskey, A. and N.P. Camacho, FT-IR İmaging Of Native and Tissue-Engineered Bone and Cartilage. *Biomaterials*, 2007. **28**(15) 2465-2478.

[35] Bailey, A.J., T.J. Sims, E.N. Ebbesen, J.P. Mansell, J.S. Thomsen, and L. Mosekilde, Age-Related Changes İn The Biochemical Properties Of Human Cancellous Bone Collagen: Relationship To Bone Strength. *Calcified Tissue İnternational*, 1999. **65**(3) 203-210.

[36] Banse, X., J.-P. Devogelaer, A. Lafosse, T. Sims, M. Grynpas, and A. Bailey, Cross-Link Profile Of Bone Collagen Correlates With Structural Organization Of Trabeculae. *Bone*, 2002. **31**(1), 70-76.

[37] Yang, H. and Z. Shu, The Extraction Of Collagen Protein From Pigskin. *Journal Of Chemical and Pharmaceutical Research*, 2014. **6**(2), 683-687.

[38] Ferraro, V., B. Gaillard-Martinie, T. Sayd, C. Chambon, M. Anton, and V. Santé-Lhoutellier, Collagen Type I From Bovine Bone. Effect Of Animal Age, Bone Anatomy aand Drying Methodology On Extraction Yield, Self-Assembly, Thermal Behaviour and Electrokinetic Potential. *International Journal Of Biological Macromolecules*, 2017. **97**, 55-66.

[39] Sibilla, S., M. Godfrey, S. Brewer, A. Budh-Raja, and L. Genovese, An Overview Of The Beneficial Effects Of Hydrolysed Collagen As A Nutraceutical On Skin Properties: Scientific Background and Clinical Studies. *The Open Nutraceuticals Journal*, 2015. **8**(1) 79-86.

[40] Lodish, H., A. Berk, S. Zipursky, P. Matsudaira, D. Baltimore, and J. Darnell, Collagen: The Fibrous Proteins Of The Matrix. *Molecular Cell Biology*, 2000. **4**, 145-154..

[41] Gelse, K., E. Pöschl, and T. Aigner, Collagens—Structure, Function, and Biosynthesis. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2003. **55**(12), 1531-1546.

[42] Mohammadi, R., M.A. Mohammadifar, A.M. Mortazavian, M. Rouhi, J.B. Ghasemi, and Z. Delshadian, Extraction Optimization Of Pepsin-Soluble Collagen From Eggshell Membrane By Response Surface Methodology (RSM). *Food Chemistry*, 2016. **190**, 186-193.

[43] Avila Rodriguez, M.I., L.G. Rodriguez Barroso, and M.L. Sánchez, Collagen: A Review On İts Sources and Potential Cosmetic Applications. *Journal of Cosmetic Dermatology*, 2018. **17**(1), 20-26.

[44] Bhagwat, P.K. and P.B. Dandge, Collagen And Collagenolytic Proteases: A Review. *Biocatalysis and Agricultural Biotechnology*, 2018. **15**, 43-55.

[45] Ehrlich, H., M. Wysokowski, S. Żółtowska-Aksamitowska, I. Petrenko, and T. Jesionowski, Collagens Of Poriferan Origin. Marine Drugs, 2018. 16(3), 79.

[46] İnan, B., Deneysel Kemik Defektlerinde Lokal Olarak Uygulanan Simvastatinini İyileşme Üzerine Etkilerinin Histopatolojik Yöntemler ile İncelenmesi. 2018. **15**(1), 18-24.

[47] Termine, J.D. Non-Collagen Proteins İn Bone. İn Ciba Found Symp. 1988. *Wiley Online Library*. 1988. **136**, 178-202.

[48] Akkus, O., F. Adar, and M.B. Schaffler, Age-Related Changes İn Physicochemical Properties Of Mineral Crystals Are Related To İmpaired Mechanical Function Of Cortical Bone. *Bone*, 2004. **34**(3), 443-453.

[49] Donnelly, E., A.L. Boskey, S.P. Baker, and M.C. Van Der Meulen, Effects Of Tissue Age On Bone Tissue Material Composition and Nanomechanical Properties İn The Rat Cortex. Journal Of Biomedical Materials Research Part A: 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, 2010. **92**(3), 1048-1056.

[50] Paschalis, E., F. Betts, E. Dicarlo, R. Mendelsohn, and A. Boskey, FTIR Microspectroscopic Analysis Of Normal Human Cortical and Trabecular Bone. *Calcified Tissue İnternational*, 1997. **61**(6), 480-486.

[51] Gourion-Arsiquaud, S., J.C. Burket, L.M. Havill, E. Dicarlo, S.B. Doty, R. Mendelsohn, M.C. Van Der Meulen, and A.L. Boskey, Spatial Variation İn Osteonal Bone Properties Relative To Tissue and Animal Age. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2009. **24**(7), 1271-1281.

[52] Http://Www.Biyolojiportali.Com/Konu-Anlatimi/3/Kemik-Doku-ve-Cesitleri (Ziyaret Tarihi: 30 Kasım 2019).

[53] Busa, B., L. Miller, C. Rubin, Y.-X. Qin, And S. Judex, Rapid Establishment Of Chemical And Mechanical Properties During Lamellar Bone Formation. *Calcified Tissue İnternational*, 2005. **77**(6), 386-394.

[54] Schindeler, A., M.M. Mcdonald, P. Bokko, and D.G. Little. Bone Remodeling During Fracture Repair: The Cellular Picture. *İn Seminars İn Cell & Developmental Biology*. 2008. **19**(5), 459-66.

[55] Wolff, J., Das Gesetz Der Transformation Der Knochen. A Hirshwald, 1892. **1**, 1-152.

[56] Isaksson, H., V. Tolvanen, M.A. Finnilä, J. Iivarinen, A. Turunen, T.S. Silvast, J. Tuukkanen, K. Seppänen, J.P. Arokoski, And P.A. Brama, Long-Term Voluntary Exercise Of Male Mice İnduces More Beneficial Effects On Cancellous and Cortical Bone Than On The Collagenous Matrix. *Experimental Gerontology*, 2009. **44**(11), 708-717.

[57] Isaksson, H., V. Tolvanen, M.A. Finnilä, J. Iivarinen, J. Tuukkanen, K. Seppänen, J.P. Arokoski, P.A. Brama, J.S. Jurvelin, and H.J. Helminen, Physical Exercise İmproves Properties Of Bone and İts Collagen Network İn Growing and Maturing Mice. *Calcified Tissue International*, 2009. **85**(3), 247-256.

[58] US, D., Bone Health and Osteoporosis: *A Report Of The Surgeon General*., 2004. Office Of The Surgeon General (US).

[59] Health, N.I.F. and C. Excellence, Alendronate, Etidronate, Risedronate, Raloxifene, Strontium Ranelate and Teriparatide for The Secondary Prevention Of Osteoporotic Fragility Fractures İn Postmenopausal Women, 2008. National Institute For Health and Clinical Excellence.

[60] Barry, P., T. Aspray, and K. Briers, Osteoporosis: Assessing The Risk Of Fragility Fracture NICE Clinical Guidance 146, 2012. National Institute For Health and Care Excellence.

[61] Ferdous, H., F. Afsana, N.K. Qureshi, And R.S.B. Rouf, Osteoporosis: A Review. *Birdem Medical Journal*, 2015. **5**(1), 30-36.

[62] Kamau, E., Osteoporosis İn The Elderly, *Pharmacological and Non Pharmacological Prevention and Treatment*. 2011.

[63] Burr, D., The Contribution Of The Organic Matrix To Bone's Material Properties. *Bone*, 2002. **31**(1), 8-11.

[64] Wang, X., R.A. Bank, J.M. Tekoppele, and C.M. Agrawal, The Role of Collagen İn Determining Bone Mechanical Properties. *Journal of Orthopaedic Research*, 2001. **19**(6), 1021-1026.

[65] Wang, X., X. Shen, X. Li, and C.M. Agrawal, Age-Related Changes İn The Collagen Network and Toughness of Bone. *Bone*, 2002. ***31***(1), 1-7.

[66] Khurana, J.S., Bone Pathology, 2009. *Springer Science & Business Media.*

[67] An, Y.H. And R.A. Draughn, *Mechanical Testing Of Bone and The Bone-İmplant İnterface*, 1999. CRC Press.

[68] Mendelsohn, R., E.P. Paschalis, and A.L. Boskey, Infrared Spectroscopy, Microscopy, and Microscopic İmaging Of Mineralizing Tissues: Spectra-Structure Correlations From Human İliac Crest Biopsies. *Journal of Biomedical Optics*, 1999. **4**(1), 14-22.

[69] Downey, P.A. and M.I. Siegel, Bone Biology and The Clinical İmplications For Osteoporosis. *Physical Therapy*, 2006. **86**(1), 77-91.

[70] Huang, L.-Q., H.-C. HE, C.-Q. HE, C. Jian, and Y. Lin, Clinical Update of Pulsed Electromagnetic Fields On Osteoporosis. *Chinese Medical Journal*, 2008. **121**(20), 2095-2099.

[71] Turner, C., Biomechanics Of Bone: Determinants Of Skeletal Fragility and Bone Quality. *Osteoporosis İnternational*, 2002. **13**(2), 97-104.

[72] Https://Fizyoo.Com/Osteoporoz-Osteomalazi-Farki/ (Ziyaret Tarihi: 30 Kasım 2019).

[73] Cowin, S.C., *Bone Mechanics Handbook*, 2001. CRC Press.

[74] Rey, C., B. Collins, T. Goehl, I. Dickson, and M. Glimcher, The Carbonate Environment İn Bone Mineral: A Resolution-Enhanced Fourier Transform İnfrared Spectroscopy Study. *Calcified Tissue İnternational*, 1989. **45**(3), 157-164.

[75] Faibish, D., S.M. Ott, and A.L. Boskey, Mineral Changes İn Osteoporosis A Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2006. 443, 28.

[76] Çakir, Z.Ü., C. Demirel, S.C. Kilciksiz, S. Gürgül, S.B. Zincircioğlu, and N. Erdal, Melatonin Can Ameliorate Radiation-İnduced Oxidative Stress and İnflammation-Related Deterioration Of Bone Quality İn Rat Femur. *Inflammation*, 2016. **39**(3), 1134-1140.

[77] Gürgül, S., C. Uzun, And N. Erdal, Kemik Biyomekaniği. *Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*. **8**(1), 18-34.

[78] Marcus, R., D. Feldman, D. Nelson, And C. Rosen, Fundamentals Of Osteoporosis, 2009. Academic Press.

[79] Eyre, D.R., M.A. Paz, And P.M. Gallop, Cross-Linking İn Collagen and Elastin. *Annual Review Of Biochemistry*, 1984. **53**(1), 717-748.

[80] Bilezikian, J.P., L.G. Raisz, And T.J. Martin, *Principles Of Bone Biology*, 2008. Academic Press.

[81] Deng, H.-W. And Y.-Z. Liu, Current Topics İn Bone Biology, 2005. *World Scientific.*

[82] Paschalis, E.P., E. Shane, G. Lyritis, G. Skarantavos, R. Mendelsohn, And A.L. Boskey, Bone Fragility and Collagen Cross-Links. *Journal Of Bone and Mineral Research*, 2004. **19**(12), 2000-2004.

[83] Https://Biologydictionary.Net/Difference-Spongy-Bone-Compact-Bone/.

[84] Adler, R.A., Osteoporosis: Pathophysiology and Clinical Management, 2009. Springer Science & Business Media.

[85] Knott, L. And A.J. Bailey, Collagen Cross-Links İn Mineralizing Tissues: A Review Of Their Chemistry, Function, and Clinical Relevance. *Bone*, 1998. **22**(3), 181-187.

[86] Reilly, D.T., A.H. Burstein, and V.H. Frankel, The Elastic Modulus For Bone. *Journal Of Biomechanics*, 1974. **7**(3), 271-275.

[87] Keaveny, T.M., X.E. Guo, E.F. Wachtel, T.A. Mcmahon, and W.C. Hayes, Trabecular Bone Exhibits Fully Linear Elastic Behavior and Yields At Low Strains. *Journal Of Biomechanics*, 1994. ***27***(9), 1127-1136.

[88] Turner, C.H. and D. Burr, Experimental Techniques For Bone Mechanics, *İn Bone Mechanics Handbook, Second Edition*, 2001. CRC Press. 7-1-7-36.

[89] Harrigan, T.P., M. Jasty, R.W. Mann, And W.H. Harris, Limitations Of The Continuum Assumption İn Cancellous Bone. *Journal Of Biomechanics*, 1988. **21**(4): S. 269-275.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Ağın B., Çelik T., Kişioğlu Y., Gezen Tavuklar ile Çiftlik Tavuklarının Femur Kemiklerinin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi ve Karşılaştırılması, 2.Uluslararası Erciyes Bilimsel Araştırmalar Kongresi, Kayseri, Türkiye, 27-29 Eylül 2019.

ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Bursa'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Bursa'da tamamladı. 2011 yılında girdiği Namık Kemal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nden 2015 yılında Biyomedikal Mühendisi olarak mezun oldu. Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 2018 yılından beri Kayseri Arif Molu Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi'nde Biyomedikal Cihaz Teknolojileri Öğretmeni olarak görev yapmaktadır.