



T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI
VAN-DR-2012-0001

**KÖPEK FEMUR'UNUN İKİ VE ÜÇ BOYUTLU
GÖRÜNTÜLERİNDE GEOMETRİK ÖZELLİKLERİN
DEĞERLENDİRİLMESİ VE SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK ANALİZİ**

Figen SEVİL-KİLİMCİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. M. Erkut KARA**

AYDIN-2012

T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
AYDIN

Anatomi Anabilim Dalı öğrencisi Figen SEVİL-KİLİMCİ tarafından hazırlanan “*Köpek femur’unun iki ve üç boyutlu görüntülerinde geometrik özelliklerin değerlendirilmesi ve sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik analizi*” başlıklı tez, 23.07.2012 tarihinde yapılan savunma sonucunda aşağıda isimleri bulunan jüri üyelerince kabul edilmiştir.

<u>Unvanı, Adı ve Soyadı :</u>	<u>Üniversitesi :</u>	<u>İmzası:</u>
Prof. Dr. M. Kamil ÖCAL	ADÜ, Veteriner Fakültesi Anatomi AD	
Prof. Dr. M. Erkut KARA	ADÜ, Veteriner Fakültesi Anatomi AD	
Prof. Dr. Murat SARIERLER	ADÜ, Veteriner Fakültesi Cerrahi AD	
Prof. Dr. Vedat ONAR	IÜ, Veteriner Fakültesi Anatomi AD	
Doç. Dr. Erkut TURAN	ADÜ, Veteriner Fakültesi Anatomi AD	

Jüri üyeleri tarafından kabul edilen bu Doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunun
..... Sayılı kararıyla (tarih) tarihinde onaylanmıştır.

Enstitü Müdürü
Doç. Dr. Sacide KARAKAŞ

ÖNSÖZ

Kemiklerin geometrik ve biyomekanik özelliklerinin bilinmesi, ortopedik problemlerin anlaşılması, tedavisi ve protez, pin, plak gibi ortopedik materyallerin geliştirilmesi açısından çok önemlidir. Veteriner hekimlikte, fonksiyonel ve morfolojik özelliği nedeniyle köpeklerin ortopedik hastalıklarında önemli bir yer tutan proximal femur bölgesine ilişkin morfometrik verilerin farklı özelliklerde protez tasarımları açısından yetersiz olduğu görülmektedir. Dünyada çok sayıda köpek ırkının olması bu tür standart verilerin oluşturulmasında zorluğa neden olmaktadır. Bu araştırma öncelikle iki boyutlu ve üç boyutlu morfometrik değerlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı, buna ek olarak köpekde proximal femur geometrisinin ve biyomekaniğinin üç boyutlu olarak değerlendirildiği bir çalışmadır. Ayrıca bu çalışma Alman çoban köpeği ile Kangal köpeği olmak üzere iki farklı ırka ait morfometrik ve biyomekanik verileri sunmaktadır.

Köpek femur'unun iki ve üç boyutlu görüntülerinde geometrik özelliklerin değerlendirildiği ve sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik analizi'nin yapıldığı bu çalışma, Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (SAE-090150) desteklenmiştir. Ayrıca çalışmada kullanılan 3D-Doctor programı TÜBİTAK (110O935) desteği ile temin edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL VE ONAY.....	i
ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii-vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix-x
1. GİRİŞ.....	1-26
1.1. Çalışmanın Önemi ve Amacı.....	1-2
1.2. Genel Bilgiler.....	2-26
1.2.1. Köpek Femur'unun Fonksiyonel Anatomisi.....	2-11
1.2.2. Köpekte Proximal Femur Bölgesinde Görülen Ortopedik Problemler.....	12-14
1.2.3. Total Kalça Artroplastisi ve Total Kalça Protezi.....	14-20
1.2.4. Total Kalça Protezi Uygulamalarında Proximal Femur Geometrisinin Belirlenmesi ve Önemi.....	20-23
1.2.5. Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM, FEA, SEY, SEA).....	23-26
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27-60
2.1. Gereç.....	27-28
2.2. Yöntem.....	29-60
2.2.1. Röntgen (X-Ray) Görüntülerinin Elde Edilmesi.....	29-33
2.2.2. Üç Boyutlu Modelin Oluşturulması.....	33-39
2.2.2.1. Kesit görüntülerinin elde edilmesi.....	33-34
2.2.2.2. Kesit görüntülerinin işlenmesi.....	35-38
2.2.2.3. Katı modelin oluşturması ve kaydedilmesi.....	39
2.2.3. İki ve Üç Boyutlu Görüntülerde Morfometrik Verilerin Alınması.....	40-54
2.2.3.1. Morfometrik değerlendirmede kullanılacak sabit nokta ve eksenler.....	40-44

2.2.3.1.1. Femur'un proximal longitudinal eksen.....	40
2.2.3.1.2. Femur'un biyomekanik eksen.....	40
2.2.3.1.3. Proximal referans çizgisi.....	41
2.2.3.1.4. Collum femoris eksen.....	41-42
2.2.3.1.5. Caput femoris merkezi.....	43
2.2.3.1.6. Trochanter minör noktası.....	43
2.2.3.1.7. Anterior eğim noktası.....	43
2.2.3.1.8. Isthmus bölgesi.....	44
2.2.3.2. Uzunluk ölçümleri.....	44-47
2.2.3.2.1. Anatomik uzunluk.....	44
2.2.3.2.2. Biyomekanik uzunluk.....	44
2.2.3.2.3. Intertrochanterik aralık.....	44
2.2.3.2.4. Caput femoris'in pozisyonu.....	44
2.2.3.2.5. Caput femoris mesafesi (Medio-lateral).....	45
2.2.3.2.6. Caput femoris mesafesi (Cranio-caudal).....	45
2.2.3.2.7. Collum femorisin uzunluğu.....	45
2.2.3.2.8. Isthmus mesafesi.....	46
2.2.3.2.9. Proximal isthmus mesafesi.....	46
2.2.3.2.10. Distal isthmus mesafesi.....	46
2.2.3.2.11. Anterior eğim mesafesi.....	47
2.2.3.3. Çap ölçümleri.....	47-50
2.2.3.3.1. Caput femoris çapı.....	47
2.2.3.3.2. Collum femoris çapı.....	47
2.2.3.3.3. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde intracortikal çap.....	48
2.2.3.3.4. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde extracortikal çap.....	48
2.2.3.3.5. Trochanter minör seviyesinde intracortikal çap.....	48
2.2.3.3.6. Trochanter minör seviyesinde extracortikal çap.....	48

2.2.3.3.7. Trochanter minör'ün distal'i seviyesinde intracortikal çap.....	48
2.2.3.3.8. Trochanter minör'ün distal'i seviyesinde extracortikal çap.....	48
2.2.3.3.9. Isthmus seviyesinde intracortikal çap.....	49
2.2.3.3.10. Isthmus seviyesinde extracortikal çapı.....	49
2.2.3.3.11. Mid-diaphysis (midshaft) seviyesinde intracortikal çap.....	49
2.2.3.3.12. Mid-diaphysis (midshaft) seviyesinde extracortikal çap.....	49
2.2.3.3.13. Anterior eğim seviyesinde intracortikal çap.....	49
2.2.3.3.14. Anterior eğim seviyesinde extracortikal çap.....	49
2.2.3.3.15. Caput femoris'in yüzey alanı.....	50
2.2.3.3.16. Caput femoris'in hacmi.....	50
2.2.3.4. Açılı ölçümleri.....	50-51
2.2.3.4.1. Anteversion açısı.....	50
2.2.3.4.2. İnklinasyon açısı.....	50
2.2.3.4.3. Mekanik proximal femoral eklem açısı.....	50
2.2.3.4.4. Anatomik proximal femoral eklem açısı.....	50
2.2.3.4.5. Caput-diaphysis (hip center-shaft) açısı.....	51
2.2.3.5. Hesaplanan İndeksler.....	51-52
2.2.3.5.1. Isthmus bölgesinde cortico-medullar indeks.....	51
2.2.3.5.2. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde cortico-medullar indeks.....	52
2.2.3.5.3. Canal flare indeks.....	52
2.2.3.5.4. Metaphysial canal flare indeks.....	52
2.2.3.5.5. Proximal isthmus pozisyon indeksi.....	52
2.2.3.5.6. Distal isthmus pozisyon indeksi.....	52
2.2.3.5.7. Anterior eğim mesafesi oranı.....	52
2.2.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Biyomekanik Simülasyon.....	55-60
2.2.4.1. Analiz için düzeneğin hazırlanması.....	55-56
2.2.4.2. Analiz.....	56-60

2.2.5. İstatistiksel Yöntemler.....	60
3. BULGULAR.....	61-77
3.1. Yöntemin Güvenilirliği.....	61-62
3.2. Proximal Femur Geometrisinin İki ve Üç boyutlu Ölçüm Yöntemleri Arasındaki Farklılıklar.....	63-66
3.2.1. Uzunluk ve Çap Ölçümlerinin Değerlendirilmesi.....	63-65
3.2.2. Açısal Ölçümlerin ve İndekslerin Değerlendirilmesi.....	65-66
3.3. Proximal Femur Geometrisinin Irklar Arasındaki Farklılıkları.....	66-74
3.3.1. Uzunluk ve Çap Ölçümlerinin Değerlendirilmesi.....	66-71
3.3.2. Açısal Ölçümlerin ve İndekslerin Değerlendirilmesi.....	72-74
3.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizin Değerlendirilmesi.....	74-77
4. TARTIŞMA.....	78-91
5. SONUÇ.....	92
ÖZET.....	93-94
SUMMARY.....	95-96
KAYNAKLAR.....	97-109
ÖZGEÇMİŞ.....	110
TEŞEKKÜR.....	111

SİMGELER VE KISALTMALAR

Art	: Articulatio
M	: Musculus
Lig	: Ligamentum
kV	: Kilo Volt
mA	: Miliamper
s	: Saniye
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
kg	: Kilogram
g	: Gram
X-Ray	: Röntgen
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
.obj	: Object File
.igs /.iges	: Initial Graphics Exchange Specification
.STEP	: Standard for the Exchange of Product Data
E	: Elastik Modulus
ν	: Poisson Oranı
σ	: Gerilme
GPa	: Giga Paskal
Log	: Logaritma
CA	: Canlı Ağırlık
N	: Newton

ÇİZELGELER DİZİNİ

		<u>Sayfa</u>
Çizelge 1.1.	Köpekte farklı durumlarda femur'un pozisyonu	3
Çizelge 2.1.	Çalışmada kullanılan köpeklerin belirlenebilen genel tanımlayıcı özellikleri	28
Çizelge 2.2.a.	Morfometrik parametrelerin kısaltmaları I	53
Çizelge 2.2.b.	Morfometrik parametrelerin kısaltmaları II	54
Çizelge 2.2.c.	Hesaplanan parametrelerin formül ve kısaltmaları	54
Çizelge 3.1.	Ölçüm yöntemi ve görüntü elde etme yöntemine ilişkin hesaplanan varyasyon katsayıları	62
Çizelge 3.2.	Röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen uzunluk ve çap ölçümleri	65
Çizelge 3.3.	Röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen açı ölçümleri ve indeks değerleri	66
Çizelge 3.4.	Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen uzunluk ölçümleri	70
Çizelge 3.5.	Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen çap ölçümleri	71
Çizelge 3.6.	Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen açı ölçümleri ve indeks değerleri	73
Çizelge 3.7.	Her iki ırka ait femur'ların üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen ölçüm ve indeks değerleri	74
Çizelge 3.8.	Her iki ırkın femur'ların biyomekanik simülasyon ile elde edilen gerilme değerleri	75

ŞEKİLLER DİZİNİ

		<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1.	Art. coxae'da oluşan hareket çeşitleri	3
Şekil 1.2.	Kangal ve Alman Çoban köpeğinde arka bacağı konformasyonu	4
Şekil 1.3.	Köpekte art. coxae biyomekaniğine etki eden bazı faktörler	5
Şekil 1.4.	Farklı köpek ırklarında collum femoris pozisyonu	7
Şekil 1.5.	İnklinasyon açısının farklı yöntemlerle belirlenmesi	8
Şekil 1.6.	Köpek femur'unun anatomisi	11
Şekil 1.7.	Köpek femur'unda kasların yapışma bölgeleri	11
Şekil 1.8.	Kalça protezinin bölümleri	16
Şekil 1.9.	Köpeklerde kullanılan çeşitli protez tipleri	18
Şekil 1.10.	Düğüm noktası ve elementler	25
Şekil 1.11.	Eksenel gerilmeler ve kayma gerilmelerinin şematize edilmiş hali	26
Şekil 2.1.	Çalışmanın temel aşamaları	29
Şekil 2.2.	ddRFormula dijital röntgen cihazı	30
Şekil 2.3.	Kemiklerin röntgen cihazı tablasına yerleştirilmesi	31
Şekil 2.4.	Belirlenen pozisyonlarda elde edilen röntgen görüntüleri	32
Şekil 2.5.	Röntgen görüntülerinin SolidWorks programında kalibrasyon sonrası görünümü	33
Şekil 2.6.	Üç boyutlu model oluşturma aşamaları	33
Şekil 2.7.	Bilgisayarlı tomografi ile kesit görüntülerin elde edilmesi	34
Şekil 2.8.	3D Doctor programında DICOM dosyasının açılması	35
Şekil 2.9.	Kesit sınırlarının tanımlanması	37
Şekil 2.10.	Kesit görüntülerde kemik sınırlarının grafik tablet ile manuel olarak işaretlenmesi	38

		<u>Sayfa</u>
Şekil 2.11.	3D-Doctor programında tomografi görüntülerinden elde edilen nokta bulutu şeklindeki kemik modeli	38
Şekil 2.12.	SolidWorks programında katı modelde düzlemlerin belirlenmesi	39
Şekil 2.13.	Collum femoris eksenin belirlenmesi aşamaları	42
Şekil 2.14.	Röntgen görüntülerinde eksenlerin belirlenmesi	42
Şekil 2.15.	Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinde bazı eksenlerin belirlenmesi	43
Şekil 2.16.	Röntgen görüntülerinde bazı uzunluk ölçümleri	45
Şekil 2.17.	Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinde bazı uzunluk ölçümleri	46
Şekil 2.18.	Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modelinde bazı uzunluk ve çap ölçümleri	47
Şekil 2.19.	Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinden açı ölçümleri	51
Şekil 2.20.	SolidWorks programında hazırlanan mekanik test düzeneği	55
Şekil 2.21.	Autodesk Simulation Multiphysics programında ağ (mesh) özelliklerin tanımlanması	57
Şekil 2.22.	Autodesk Simulation Multiphysics programında sınır şartlarının belirlenmesi ve yükün uygulanması	58
Şekil 2.23.	Autodesk Simulation Multiphysics programında analiz sonrası gerilme dağılımı	59
Şekil 2.24.	Autodesk Simulation Multiphysics programında proximal femur gerilmelerin değerlendirilmesi.	60
Şekil 3.1.	Alman çoban köpeğinde femur'un kesit geometrisi	68
Şekil 3.2.	Kangal köpeğinde femur'un kesit geometrisi	69
Şekil 3.3.	Bir Kangal köpeğine ait femur'da gerilme dağılımları	76
Şekil 3.4.	Bir Alman çoban köpeğine ait femur'da gerilme dağılımı	77

1. GİRİŞ

1.1. Çalışmanın Önemi ve Amacı

Hareket sisteminin pasif unsurlarından olan kemikler fonksiyonlarına ve buldukları yere göre farklı şekillerde görülürler. Hareket alanının geniş olduğu bölgelerde bir kaldıraç gibi iş gören (Liebich ve ark 2007) uzun kemikler grubundan olan femur, proximalde ossa coxae ile distalde ossa cruris ile eklem yaparak arka bacaklarda hareket aralığının belirlenmesinde de büyük rol oynar. Kalça ve diz eklemi arasında, gerek vücut ağırlığının yere iletilmesi gerekse yerden gelen tepki kuvvetlerinin vücuda iletilmesinde görev alan femur veteriner ortopedide önemli bir yer tutmaktadır.

Kemiklerin geometrik ve biyomekanik özelliklerinin bilinmesi, bölgede karşılaşılan ortopedik problemlerin anlaşılması, tedavisi ve protez, pin, plak gibi ortopedik materyallerin geliştirilmesi açısından çok önemlidir. Küçük hayvan ortopedisinde giderek artan total kalça protezi uygulamalarında kemik-protez uyumuna ilişkin sorunlar sıklıkla görülmektedir (Conzemi ve Vandervoort 2005). Protezlerin uzun dönemdeki başarısı için proximal femur anatomisinin iyi bilinmesi ve protezin yerleşeceği bölgelerdeki morfometrik değerlerin tanımlanması gerekmektedir (Rubin ve ark 1992, Noble ve ark 2003a, Atilla ve ark 2007, Kawahara ve ark 2010). Ancak, köpeklerde femoral geometrinin varyasyonlarını implant, protez vb. uygulamalar yönünden değerlendiren çalışmalar yeterli düzeyde değildir (Pailerne ve ark 2008). Günümüzde bilgisayar teknolojisinin hızlı gelişimi ile birlikte bilgisayarlı tomografiden elde edilen kesit görüntülerden üç boyutlu modellerin oluşturulması, bu modellerde morfometrik ve biyomekanik değerlendirmelerin yapılabilmesi veya yeni implant modellerinin sanal ortamda deneysel olarak tasarlanması mümkün olabilmektedir. Ülkemizde ve dünyada hızla büyüyen implant endüstrisinin artan ihtiyaçlarını karşılamak üzere üç boyutlu ölçme tekniklerine olan ilgi de giderek artmaktadır.

Bu çalışmada sunulan genel bilgiler ışığında;

Total kalça protezi tasarımına ilişkin olarak, röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinde elde edilen köpek proximal femur ölçümleri arasındaki farklılıkların araştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca, ülkemizde yaygın olarak yetiştirilen, kalça eklemi problemlerinin sık görüldüğü ve vücut konformasyonlarında da farklılık olan Alman çoban

ve Kangal köpeklerinde proximal femur geometrisinin karşılaştırılması ve olası geometrik farklılıkların proximal femur biyomekaniğine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

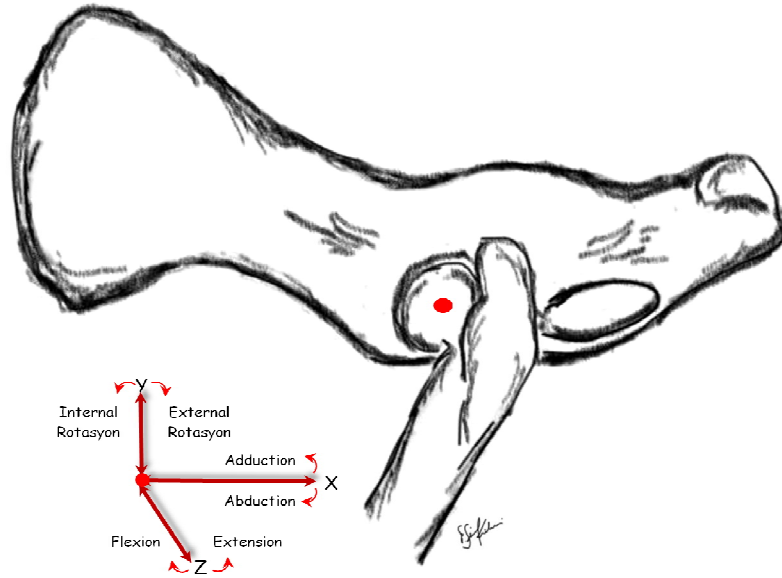
1.2. Genel Bilgiler

1.2.1. Köpek Femur'unun Fonksiyonel Anatomisi

Femur, proximalde os coxae ile articulatio coxae'nın, distalde ossa cruris ve patella ile articulatio genus'un oluşumuna katılır. Femur'un proximalde acetabulum ile eklem yapan kısmı yarım küre şeklindeki caput femoris'dir. Caput femoris acetabulum'a caudo-medialindeki fovea capitis femoris'e yapışan lig. capitis ossis femoris aracılığı ile bağlanır. Eklemi saran geniş bir eklem kapsülü bulunur. Ayrıca bu bölgede eklem kapsülünün cranial parçasını destekleyen lig. iliofemorale, caudal parçasını destekleyen lig. ischiofemorale, ventral parçasını destekleyen lig. pubofemorale de yer almaktadır (Evans 1993, Liebich ve ark 2007). Bu şekilde oluşan spheroid (küresel) eklem, extension - flexion, abduksiyon – adduksiyon ve rotasyon hareketleri olmak üzere 3 yönde harekete izin verir (Şekil 1.1) (Evans 1993, Meggiolaro 2009). Farklı şartlarda femur'un çeşitli düzlemlerdeki yerleşimine ilişkin bilgiler Çizelge 1.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 1.1. Köpekte farklı durumlarda femur'un pozisyonu

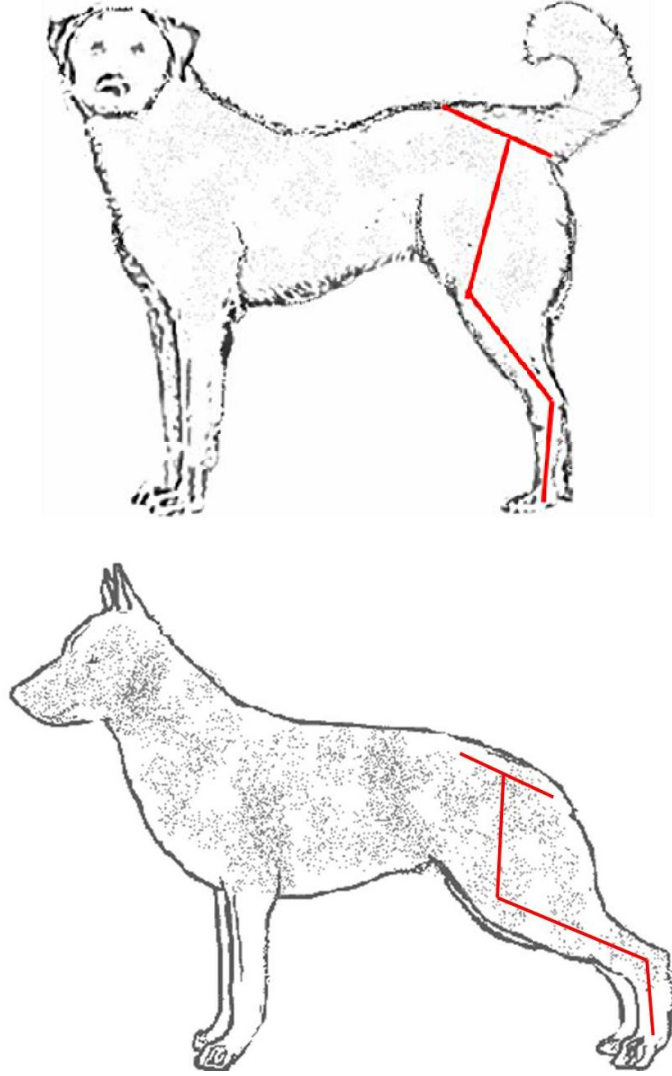
Literatür	Yöntem	Flexion-Extention	Abduction-Adduction	Internal –External Rotasyon
Page ve ark 1993	Yürüme analizi mid-stance fazında bir bacakta maximum yüklenmenin olduğu anda	Ilium'un longitudinal eksenine göre, $110\pm 8^\circ$ flexion	Sagittal düzleme göre; $15\pm 6^\circ$ abduction	$0\pm 2^\circ$ internal rotation
Helms ve ark 2009	Yürüme analizi başlangıç fazında iki bacağın durumu	Ilium'un longitudinal eksenine göre, sağ taraf 98.4° flexion, sol taraf 117.84° flexion.	Sagittal düzleme göre, sağ tarafta 11.4° abduction, sol tarafta 3° adduction	-
Heyman ve ark 1993	Eklem kadavrası üzerinde deneysel	Yatay düzleme (planum dorsale) göre; 10° extension	Sagittal düzleme göre, 20° abduction	10° external rotation



Şekil 1.1. Art. coxae'da oluşan hareket çeşitleri.

Ayrıca femur'un coxae ile yapabileceği maximum flexion açısı $70^\circ - 80^\circ$, extension açısı $80^\circ - 90^\circ$, abduction açısı $70^\circ - 80^\circ$, adduction açısı $30^\circ - 40^\circ$, internal rotasyon açısı $50^\circ - 60^\circ$, external rotasyon açısı $80^\circ - 90^\circ$ olarak belirtilmiştir (Newton ve Nunamaker 2011). Ancak köpeklerde çok sayıda ırk vardır ve eklemler arası açılanma değişik vücut

konformasyonunda olan ırklar arasında farklılıklar gösterebilmektedir (Şekil 1.2) (Dyce ve ark 2002).

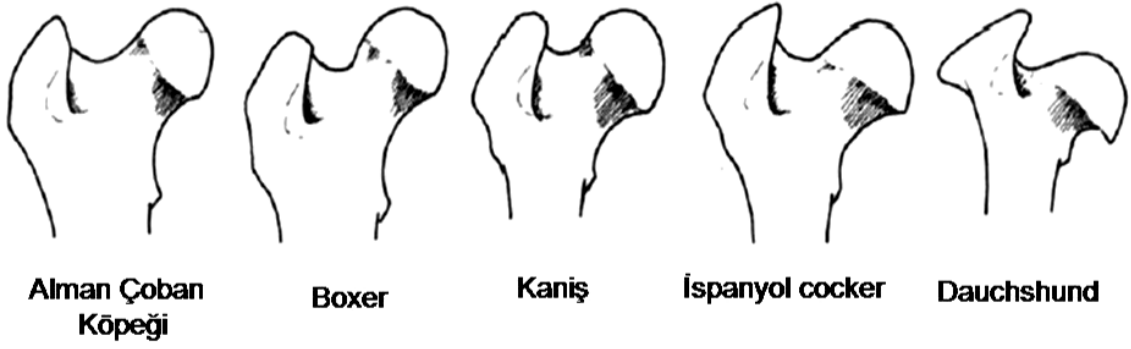


Şekil 1.2. Kangal ve Alman çoban köpeğinde arka bacağın konformasyonu

Normal duruş evresinde arka bacaklara aktarılan yük yaklaşık olarak vücut ağırlığının %20 - 42'si oranındadır (Şekil 1.3A) (Weigel ve Wasserman 1992, Page ve ark 1993, Hulse ve Hyman 2003, Lieser 2003). Bu yüklenme yürüyüş sırasında articulatio coxae'da abductor kas kuvvetleri ve vücut ağırlığının vektörel toplamı olan kalça eklemi reaksiyon kuvvetini oluşturur (Arnoczky ve Torzilli 1981, Meggiolaro 2009). Yönü ve büyüklüğü, vücut ağırlığı, caput femoris ağırlık merkezinin pozisyonu, inklinasyon açısı (abductor moment kolu), collum femoris uzunluğu, trochanter major'un pozisyonu gibi faktörlere göre değişebilen bu kuvvet (Meggiolaro 2009) normal duruş anında medio-lateral yönlüdür ve sagittal düzleme göre 15° - 21° açı yaparak etki eder (Şekil 1.3B)

Simpson ve Lewis 2003). Trochanter major'a yapışan m. gluteus medius, m. gluteus superficialis, m. gluteus profundus ve m. piriformis, kalça eklemine extensiyonu ve bacağı dışa - geriye çekmekle görevli iken fossa trochanterica'ya yapışan mm. gemelli, m. obturatorius internus ve m. obturatorius externus da femur'u dışa döndürmekle görevlidir. Ayrıca bu bölgede trochanter major ve trochanter minor arasında geniş bir yay şeklinde olan crista intertrochanterica'ya yapışan ve femur'un supinatoru olan m. quadratus femoris ve femur'un disto-caudalinde yer alan trochanter minör'e yapışan m. iliopsoas da (Evans 1993) çekme kuvvetlerini oluşturan diğer kaslardır (Şekil 1.7-1.8).

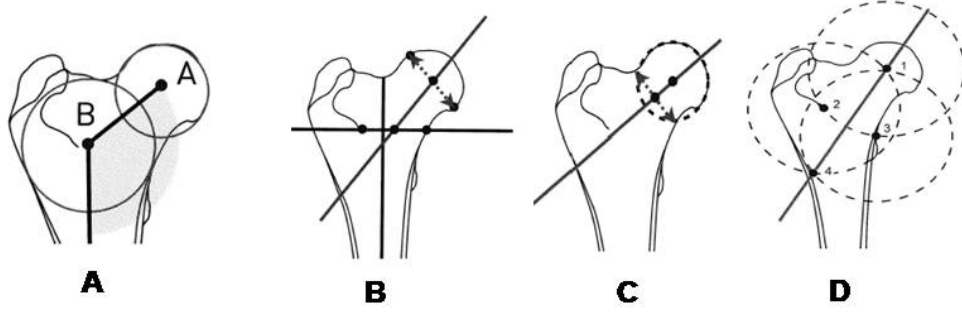
Collum femoris, caput femoris'ten gelen yüklerin corpus femoris'e iletilmesine olanak sağlar. Bu nedenle bölgede kemiğin hem iç mimarisi (substantia spongiosa) hem de diğer geometrik özellikleri farklılaşmıştır (Evans 1993, Martin ve ark 2004). Collum femoris bölgesinin iç yapısında caput femoris'ten corpus'a doğru yükün dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlayan substantia spongiosa (trabekül kemik) yapısı göze çarpar. Bu bölgedeki trabekül kemiğin mimarisi, kasa bağlı şekillenen çekme kuvvetlerinin dengelenmesi ve kalça ekleminden gelen basma yüklerinin uygun bir şekilde dağıtılabilmesi için femur'un cortex'ine her yönde ağ tarzında yönelmiştir (Martin ve ark 2004, VanReitbergen ve ark 1999). Köpeklerde cranio-caudal yönde basık bir geometriye sahip olan (Schulz ve Dejardin 2003) collum femoris'in yapısı ve pozisyonu ırklar arasında büyük varyasyon gösterebilmektedir (Şekil 1.4) (Lieser 2003). Collum'un diaphysis'e göre duruşunu ve buna bağlı olarak caput femoris'in pozisyonunu belirlemek için collum femoris ile diaphysis arasında torsion (version) açısı, cervicofemoral açı (inklinasyon) gibi açılar tanımlanmıştır. Torsion açısı, collum femoris'in eksenine ile femur'un condylus'larına teğet geçen düzlem arasındaki açıdır. Bu açının pozitif olması, collum femoris'in ve dolayısı ile caput femoris'in cranial'e yönlendiğini gösterir ki bu durum "anteversion" olarak ifade edilir. Diğer yandan açının negatif olması, caput ve collum femoris'in caudal'e yönlendiğini ifade eder, bu durum da "retroversion" olarak tanımlanır. Aradaki açının 0° olmasına ise "normaversion" denir (Schulz ve Dejardin 2003). Sağlıklı erişkin köpeklerde rotasyon açısı +10° ile +40° arasındadır (Denny ve Butterworth 2000, Schulz ve Dejardin 2003, Dudley ve ark 2006, Palierne ve ark 2008).



Şekil 1.4. Farklı köpek ırklarında collum femoris pozisyonu (Lieser 2003)

Cervicofemoral veya inklinasyon açısı ise transversal düzlemde diaphysis eksenini ile collum femoris eksenini arasındaki açı olarak tanımlanır. İnklinasyon açısı diaphysis'le ilişkili olarak caput femoris'in pozisyonunu da tanımlar (Schulz ve Dejardin 2003). Sağlıklı köpeklerde collum femoris 127° ile 156° arasında inklinasyon açısı yapmaktadır (Rumph ve Hothcock 1990, Beck ve ark 1992, Bloebaum ve ark 1993, Madsen ve Svalastoga 1994, Dejardin ve ark 1998, Denny ve Butterworth 2000, Schulz ve Dejardin 2003, Sarierler 2004, Tomlinson ve ark 2007, Palierne ve ark 2008).

İnklinasyon açısı ve anteversion açısını fotoğraf, röntgen görüntüsü, tomografi ve MR görüntüleri gibi iki boyutlu görüntüler üzerinden ölçülebildiği gibi üç boyutlu kemik modelleri üzerinden de ölçülebilmektedir (Rumph ve Hathcock 1990, Beck ve ark 1992, Sarierler 2004, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Franklin ve ark 2012, Sarierler ve ark 2012). Çoğunlukla röntgen görüntülerinin tercih edildiği klinik uygulamalarda, inklinasyon açısını ölçmek için "Hauptman A ve B, Montavon, Symax" olmak üzere 4 temel yöntem kullanılmaktadır (Rumph ve Hathcock 1990). Bu açının ölçümünde en önemli ve belirleyici olan collum femoris eksenini, Symax yönteminde caput femoris ve proximal femur'a çizilen en uygun dairelerin merkezi referans alınarak, Hauptman A ve B yöntemlerinde caput ve collum femoris'de belirlenen noktalar referans alınarak, Montavon yönteminde ise belirlenen noktalar göz önünde tutularak çizilen dairelerin merkezleri referans alınarak belirlenir (Şekil 1.5) (Rumph ve Hathcock 1990, Meggiolaro 2009).



Şekil 1.5. İnklinasyon açısının farklı yöntemlerle belirlenmesi. **A:** Symax yöntemi, **B:** Hauptman A yöntemi, **C:** Hauptman B yöntemi, **D:** Montavon Yöntemi (Meggiolaro 2009)

Ayrıca çeşitli ortopedik çalışmalarda kullanılan caput femoris'in diaphysis'e göre pozisyonunu ifade eden caput femoris mesafesi (femoral head offset) ve caput femoris pozisyonu (femoral head position) gibi ölçümler de inklinasyon ve anteversion açıları ile ilişkilidir (Schulz ve Dejardin 2003).

Caput femoris'den gelen yüklenmeler silindirik bir boru şeklinde olan corpus femoris aracılığı ile distale doğru aktarılır. Ancak collum femoris bir moment kolu oluşturduğundan yüklenme sırasında corpus femoris'in medialinde basma (compression) yüklenmesi şekillenirken, lateralinde çekme (tension) yüklenmesi şekillenir (Page ve ark 1993, Martin ve ark 2004). Böylece corpus femoris primer olarak medio-lateral yönlü eğilme (bending) yüklenmesine maruz kalır. Ancak bu bölgede proximal kısma yapışan kaslarla birlikte caudalde facies aspera'ya yapışan m. adductor magnus et brevis ve m. pectineus'de çekme yüklenmesi oluşur. Hareket sırasında kalça eklemleri reaksiyon kuvveti ile birlikte femur üzerindeki bu kasların çekme kuvvetleri de göz önüne alındığında eğilme (bending) momenti etkisi yaklaşık %30 oranında azalır (Sharar ve ark 2003).

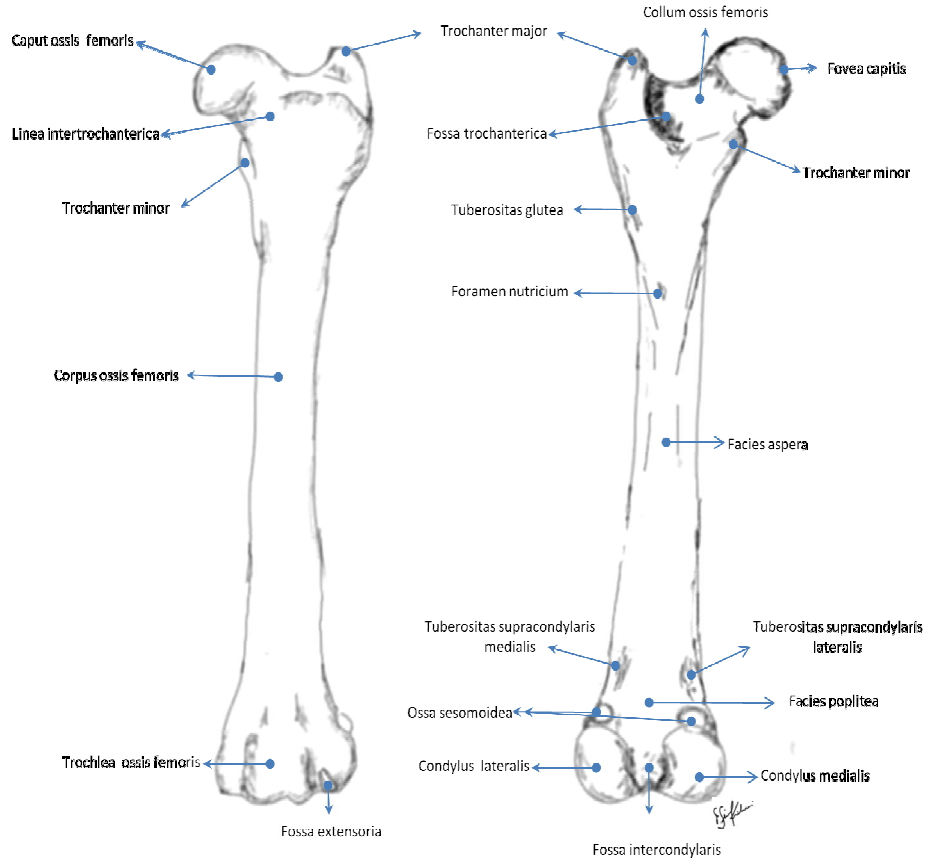
Femur'un distalinde bulunan condylus femoris'ler tibia ve patella ile art. genu'yu oluşturmaktadır. Art. genu, femoral ve tibial condylus'ları, karmaşık bir geometriye sahip menisküsleri ve sıkı ligamentleri ile oldukça complex bir eklemdir (Vasseur 2003, Meggiolaro 2009). Geometrik açıdan lateral condylus'un çapı medial condylus'un çapından daha büyüktür. Ayrıca medial ve lateral condylus'ların caudal ve cranial yarıçapları birbirlerine göre farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar femur'un maximum flexion'unda lateral yönlü, maximum extension'unda medial yönlü rotasyonuna neden olmaktadır (Ocal ve ark 2012).

Art. genu sabit durumda iken sagittal düzlemde condylus femoris'den gelen basma kuvveti tibial platonun ağırlık merkezine yakın bir noktadan etki eder. Bu kuvvet, kemik bending yüklenmesi altında iken gerilmenin "0" olduğu nokta olan (Hulse ve Hyman 2003) kemiklerin nötral eksenine göre flexion momenti yaratır ve bu moment sonucunda tibia da nötral eksenin cranial kısmında basma yüklenmesi oluşurken caudalinde çekme yüklenmesi şekillenir. Bu durumda da nötral eksenin medial ve lateral kısmında basma kuvvetleri etki eder. Frontal düzlemden bakılınca tibia fizyolojik olarak çok hafif varus durumundadır. Art. genu'daki bu yüklenmeler lig. cruciata genus kopmalarında değişiklik gösterir (Aslanbey 2002).

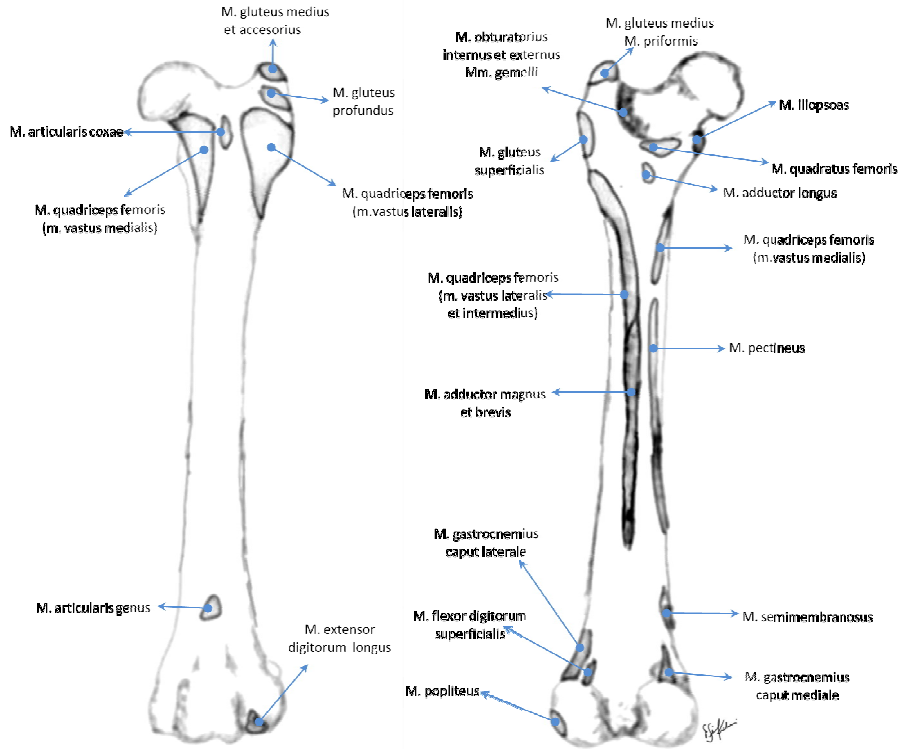
Art. genu'da femur'dan gelen yükün tibia'ya uygun dağılımını sağlanması, enerjinin absorbe edilmesi, eklem hareketi sırasında bölgenin kayganlaşması için yarım ay şeklinde periferde daha kalın bir kenara sahip ve fibrocartilaginöz yapıda medial ve lateral olmak üzere iki adet menisküs yer almaktadır (Newman ve ark 1989, Evans 1993, Vasseur 2003). Meniscus lateralis, meniscus medialis'e göre daha yuvarlaktır ve ön ucu area intercondylaris'in hemen cranio-lateraline yapışır. Arka ucu ise incisura poplitea ile fossa intercondylaris'e yapışır. Meniscus medialis'in ise ön ucu area intercondylaris cranialis'e, arka ucu area intercondylaris caudalis'e, dış kısmı capsula fibrosa ve lig. collaterale medialis'in dış kısmına yapışır (Evans 1993, Liebich ve ark 2007). İnsanda normal duruşta menisküsler femur'dan gelen yükün %65'ini transfer eder (Vasseur 2003). Meniscüs'e yapışan ligamentler dışında diz eklemine biyomekaniğinde önemli olan lig. cruciata genus (lig. cruciatum caudale et craniale) ve lig. collaterale mediale et laterale bulunan diğer ligamentlerdir (Meggiolaro 2009). Collateral ligamentler condylus'ların tam orta eksenine yapışır ve bu ligamentler çok kısa ve sıkıdır (Nickel ve ark 1986). Ayrıca collateral ligamentler tibia'nın valgus (medial collateral ligament) ve varus (lateral collateral ligament) hareketlerini sınırlandırmakla sorumlu ligamentlerdir (Vasseur 2003). Valgus ve varus yüklenmeleri sonucunda cruciat ligamentlerde gerilme meydana gelir (Vasseur 2003). Lig. cruciatum craniale extension'da gergin, flexion'da ise cranio-medial kısmı gergin, caudo-lateral kısmı gevşektir. Lig. cruciatum caudale'nin büyük bir kısmı extension'da gevşek, flexion'da gergindir (Aslanbey 2002). Art. genu flexion durumunda iken ligamentum collaterale laterale gevşer, böylelikle femur'un condylus lateralis'i caudale yönelir ve bunun sonunda tibia'da internal rotasyon şekillenir. Art. genu extension durumunda ise ligamentum collaterale laterale gerilir ve femur'un condylus medialis'i caudale hareket

eder. Bunun sonucunda da tibia'da external rotasyon meydana gelir (Vasseur 2003, Meggiolaro 2009).

Köpekte yürüyüşün normal duruş fazında femur ile tibia arasında caudal'de 89° - 144° açı, medialde 170° açı ile iç bükeylik görülür (Shahar ve Banks-Sills 2004, Helms ve ark 2009). Diz ekleminin sagittal yönlü hareket aralığı 35° - 148° arasındadır (Vasseur 2003, Meggiolaro 2009, Ocal ve ark 2012). Eklem rotasyonel hareket aralığı ise extension pozisyonunda yaklaşık 6° internal rotasyon, 5° external rotasyon, flexion pozisyonunda ise 19° internal rotasyon, 8° external rotasyon olarak hesaplanmıştır (Meggiolaro 2009).



Şekil 1.6. Köpek femur'unun anatomisi (Evans 1993 kaynağından yararlanılmıştır).



Şekil 1.7. Köpek femur'unda kasların yapışma bölgeleri (Evans 1993 kaynağından yararlanılmıştır).

1.2.2. Köpekte Proximal Femur Bölgesinde Görülen Ortopedik Problemler

Femur bulunduğu bölge ve biyomekanik özellikleri nedeniyle çeşitli ortopedik problemlerin sık görüldüğü bir kemiktir (Hulse ve Hyman 2003).

İnsanlardakinin aksine, hayvanlarda femur ve humerus gibi gövdeye yakın olan uzun kemiklerde, gövdeden uzak olanlara göre kırık riski daha fazladır (Simon ve ark 2010). Veteriner pratikte de en fazla kırık olgusu görülen kemik femur'dur ve kırık insidensi %20–25 oranındadır. Uzun kemikler içinde görülen kırıkların ise yaklaşık yarısı femur kırıklarıdır (Piermattei ve ark 2006, Simon ve ark 2010). Meydana gelen femur kırıklarının %25'i proximal bölgede, %56'sı diaphysis'de ve %20-25'i distal bölgede şekillenir (Piermattei ve ark 2006). Kırıkların oluşumunda önemli bir faktör olan kemiğin geometrisi (Amman ve Rizzoli 2003) ve buna bağlı olarak şekillenen mekanik özellikler, farklı kırık şekillerinin açıklanabilmesinin yanında farklı fiksasyon metotları ve implantların değerlendirilmesinde de önemlidir (Markel ve ark 1994). Distale doğru femur ekseninin arka bacak ekseninden uzaklaşmasının kırık oranının artmasına neden olduğu bildirilse de (Simon ve ark 2010) collum femoris uzunluğunun proximal femur kırıklarındaki etkisi tartışmalıdır (Michelotti ve Clark 1999). Collum femoris kırıklarının tedavi edilmemesi ya da geç tedavi edilmesi durumunda inklinasyon açısının daralmasına (coxa vara: 90°'ye yaklaşma) veya genişlemesine (coxa valga: 180°'ye yaklaşma) neden olmaktadır (Aslanbey 2002). Rutin intramedullar pin uygulamalarında anatomik eksene uygun olamayan giriş noktasının seçilmesi yanlış yüklenmeler sonucunda kırığın iyileşmemesi veya yeni kırık oluşumuna neden olabilir (Anastopoulos ve ark 2010).

Köpeklerde art. coxae'da görülen diğer önemli sorun coxofemoral luksasyonlardır. Coxofemoral luksasyon çoğunlukla (%60–85 oranında) travmalara bağlı olarak şekillenmektedir. Travma sırasında eklem kapsülünün bir kısmı ve lig. capitis femoris yırtılır; daha şiddetli travmalarda gluteal kaslar kısmen veya tamamen yırtılabilir. Dorsal acetabular kenar kırıkları ya da caput femoris'de lig. capitis femoris'in orijinini içine alan avulsion kırıkları da şekillenebilir (Piermattei ve ark 2006). Coxofemoral luksasyonlarda, caput femoris'in acetabulum'la olan konumu çoğunlukla cranio-dorsal (%78) yönlüdür. Bu çıkıkların oluşmasında genellikle bacağın uzun eksenini boyunca şekillenen ve femur'u adduction pozisyonunda external rotation'a zorlayan yüklenmeler neden olur (Holsworth ve DeCamp 2003, Piermattei ve ark 2006, Newton ve Nunamaker 2011).

Köpeklerde acetabulum kırıkları, Legg Perthes hastalığı ve diğer bazı osteoarthritis sorunları yanında art. coxae'de görülen en önemli hastalık kalça eklemi displazisidir. Bazı kaynaklar veteriner pratikte görülen ortopedik problemlerin %30'u kadarının bu hastalıkla ilişkisinden bahsetmektedir (Fries ve Remedios 1995). Kalça displazisi, genetik ve çevresel faktörlerin etkisi altında meydana gelen ve kalça eklemine ilişkin kasların gelişimi ile iskelet gelişimi arasındaki dengesizliği gösteren biyomekaniksel bir bozukluktur (Çaptuğ ve Bilgili 2007). Kalça displazisi kalıtsal bir hastalık olmakla birlikte eklem gevşekliği ve yapısı, beslenme ve hızlı gelişim, egzersiz ve hormonal etki gibi faktörler hastalığın gelişimini etkiler. Displazik hayvanlarda çok erken yaşlarda eklem gevşekliğinin artması ile lig. capitis femoris'de ve eklem kapsülünde gerilme oluşur. Bunun sonucunda eklemde ağırlık aktarımına ilişkin değişimler olur (Fries ve Remedios 1995). Ayrıca anormal inklınasyon ve anteversion gibi deformasyonel durumlarda da yükün yönünün ve büyüklüğünün anormal olmasına bağlı olarak fokal alanlarda gerilme artar (Weigel ve Wasserman 1992, Todhunter ve Lust 2003, Meggiolaro 2009). Normal şartlarda, kalça eklemi reaksiyon kuvveti eklem yüzeyinde kırıkdağın absorbe edebileceği şekilde yayılır. Yukarıda bahsedilen anormal yüklenmelerin oluşması ile caput femoris ve acetabulum'un dorsal duvarında subchondral mikrokırıklar oluşur. İyileşme ile daha sert dokular şekillenir ve daha az şok absorbe edebilir. Belirli alanlara giderek daha fazla kuvvet aktarıldığından bu bölgelerde dejenerasyon artar ve kırıkdağın üstünü kaplar. Acetabulum'un dorsal kenarında ve caput femoris'in medial kenarındaki kırıkdağ giderek aşınır. Bu bölgelerde basma (compressive) kuvvetleri ossifikasyonu geciktirir. Caput femoris'in laterale ve acetabulum'un ventro-medial kısmına kuvvetlerin daha azı transfer edildiğinden bu bölgede yeniden şekillenme (remodeling) dengesi bozulur. Caput femoris giderek oval bir hal alır, fovea capitis femoris belirsizleşir ve collum femoris'de eklem kapsülünün yapışma yerlerinde osteofitler oluşur. İleri dönemlerde acetabulum'un medial duvarı kalınlaşır ve kemikle dolmaya başlar. Kalça displazisinin ilerlemesi; kırıkdağ dejenerasyonu, eklem kapsülünün kalınlaşması, ligamentum capitis femoris'in gerilmesi ve rupturu, acetabulumun dorsal kenarında proliferasyon, collum femoriste kalınlaşma ve bölgedeki kaslarda atrofi ile karakterize bir hal alır (Fries ve Remedios 1995).

Vücut konformasyonu da kalça displazisinde önemli bir faktördür. Hastalığın görülme sıklığı büyük ırklarda daha fazladır. Özellikle deri altı yağ dokusu fazla ve gevşek bir derisi olan, ağır, yuvarlak ve az gelişmiş kaslardan oluşan bir konformasyona sahip hayvanlarda görülme sıklığı daha fazladır. Pelvik konformasyonu dar olan hayvanlarda

görülme sıklığı daha fazladır. Ayrıca kalça displazisinin görülme sıklığı ile pelvis bölgesindeki kaslarının kütleleri arasında korelasyon vardır. Bu bölgedeki kas kütle indeksi yüksek olan ırklarda hastalığın görülme riski azalır. Genç hayvanlarda, kas kütle indeksi dengede olduğu için eklem daha stabil kalır ve hastalık belirtileri tam görülmez. Bu köpeklerde yaklaşık altı aylık dönemden sonra görülen hızlı büyüme ve kilo artışıyla birlikte kas iskelet dengesi bozulur ve kalça bölgesi kasları subluksasyona bağlı gevşekliğin önlenmesinde yetersiz kalır (Fries ve Remedios 1995). Daha çok ağır köpek ırklarında görülen kalça displazisi sorunu, “Orthopedic Foundation for Animals (OFA)” kayıtlarına göre Bulldog ırkında %72 oranında görülürken St. Bernard ırkında %47, Alman çoban köpeğinde %19, Kangal köpeğinde %10, Saluki, Borzoi, Whippet, Alman Pinscher gibi küçük ırklarda %2’nin altında görülmektedir (OFA 2012).

Kalça eklemi displazisinin cerrahi tedavisinde m. pectineus myectomy, intertrochanteric osteotomi, triple pelvic osteotomi, pubic symphysiodesis gibi yöntemler tercih edilebilir. Bu yöntemlerden sonra ağrı ve diğer sorunların giderilememesi durumunda veya hastalık teşhisinden sonra hekimin kararı ile eksizyon artroplastisi veya total kalça artroplastisi uygulanabilir (Remedios ve Fries 1995, Schulz ve Dejardin 2003, Piermattei ve ark 2006). Art. coxae’nın hareket ve fonksiyonunun azaldığı, eklem işlevini kaybettiği durumlarda ekonomik olması ve uygulama kolaylığı nedeni ile en fazla tercih edilen yöntem caput femoris eksizyonudur (Schulz ve Dejardin 2003, Piermattei ve ark 2006). Ancak bu yöntemle 17 kg ‘dan büyük köpeklerde olumsuz sonuçlar ortaya çıkabilmektedir. Özellikle abduction ve extensionda olmak üzere eklemde hareket aralığının azalması, femur’un caudale, dorsale yer değiştirmesi, tarsal eklemde ve diz eklemde açılanmanın azalması, kas atrofisi ve bacağın kısılması gibi problemler görülebilmektedir. Ayrıca acetabulum ile femur arasında kemik teması da olabilmektedir ve bu sorunlar özellikle büyük ırk köpeklerde ortaya çıkmaktadır (Schulz ve Dejardin 2003).

1.2.3. Total Kalça Artroplastisi ve Total Kalça Protezi

Günümüzde proximal femur ve kalça eklemi ile ilgili hastalıklarda tanı ve tedaviye ilişkin çeşitli metotlar denenmiş ve hala yeni metotlar ortaya konulmaktadır. Kalça displazisi, displastik kalça eklemdeki travmatik luksasyon, önceden şekillenmiş normal coxofemoral eklemdeki kronik luksasyon, onarılamaz kırıklar, başarısız olunan caput ve collum femoris eksizyonları ve osteoarthritis gibi olgularda total kalça artroplastisi

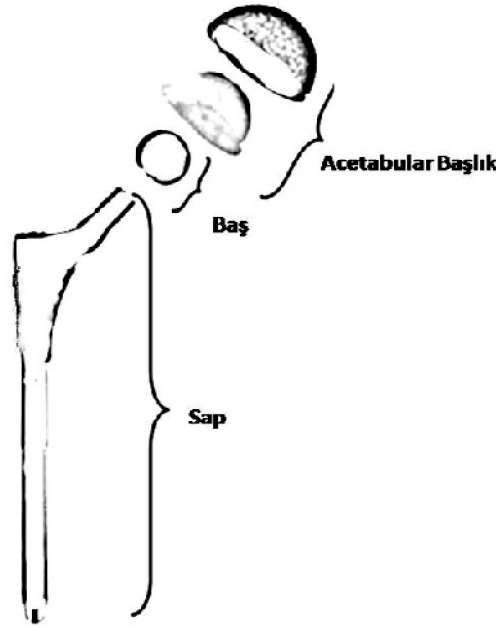
uygulanmasına başvurulabilir (Marcellin-Little ve ark 1999, Schulz ve Dejardin 2003, Bergh ve ark 2004, Liska 2004, Ganz ve ark 2010, Minto ve ark 2011). Bu operasyon ile hareket fonksiyonu azalmış ya da kaybolmuş olan articulatio coxae’da, eklemin fonksiyonel işlevini yeniden kazandırmak amaçlanır (Çetinkaya ve Olcay 2006). Kalça artroplastisinde temel olarak yapılan işlem yangılı kırıkta ve kemik kısımlarının çıkarılarak yerine metal, polimerik ve/veya seramik komponentlerin yerleştirilmesidir (Muratoğlu ve Kurtz 2002).

Beşeri hekimlikte diğer kalça eklemi patolojileri yanında osteoporotik hastalıkların da sık görülmesi nedeniyle total kalça protezi (THR) yaygın bir şekilde uygulanmaktadır. Protezin yıllık kullanılma miktarı yaklaşık olarak Amerika’da 130 bin, İngiltere’de 55 bin Türkiye’de ise 30 bin civarındadır ve bu kullanım her yıl hızlı bir şekilde artmaktadır (Pluot ve ark 2009, RD 2012). Bu değerler tüm dünyada yaklaşık olarak yılda 500 bin - 1 milyona kadar çıkmaktadır (Huiskes ve Stolk 2005).

İlk olarak 1930’lu yıllarda tamamı metal olarak kullanılmaya başlanılan protez, ileri teknoloji yöntemleri ile birlikte giderek geliştirilmiştir. 1950’li yıllarda kalça protezinin geliştirilmesinde öncü kişilerden olan Dr. John Charnley metalik femoral komponent ile birlikte kullandığı polimerik acetabular komponent sayesinde eklemdaki sürtünmeyi azaltarak protezin rutin kullanımının sağlanmasında öncü olmuştur (Muratoğlu ve Kurtz 2002, Huiskes ve Stolk 2005). Kalça protezi tespitleri üzerine yapılan farklı yöntem araştırmaları kemik-kalça protezi sabitlemesinde çimentosuz kalça protezi fikzasyonu kavramını ortaya çıkardı ve ilk çimentosuz protez 1960’lı yıllarda uygulanmaya başlandı. Son yıllarda acetabulum’un çimentosuz, femoral komponentin çimentolu olduğu hibrid kalça protezleri kullanımı da başlamıştır (Muratoğlu ve Kurtz 2002, Erdoğan 2012). Femoral komponentin iki ayrı parça halinde kullanıldığı “modüler protez” kavramı 1970’li yıllarda gelişmiştir. Bu protezlerde femoral sap hastanın femoral kanal boyutuna göre seçilir ve ayrı bir femur başı takılarak uygulanır. Bu, cerraha acetabular komponente uygun femur başı seçmek, hastanın bacak uzunluğunun doğru restorasyonu ve doğru femoral offset için gerekli collum femoris uzunluğu seçme olanağı sağlamaktadır (Marcellin-Little ve ark 1999, Erdoğan 2012). Son yıllarda çimentosuz uygulanan ve proximal femur geometrisine uyumlu sap tasarımına sahip “anatomik (asimetrik) protezler” yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Standart protez sapları genellikle medio-lateral yönlü geometrik farklılıklar içerse de, anterio-posterior yönlü simetrik olarak tasarlanmıştır. Anatomik

protezlerde ise medullar kanala uyum açısından asimetrik bir tasarım vardır ve protezin kanala büyük oranda fiksasyonu amaçlanır (Harada ve ark 2007).

Günümüzde kullanılan protezlerde, genel olarak üç ayrı bölüm bulunmaktadır. Bunlar acetabulumun yerine geçen acetabular başlık, caput femoris yerine geçen femur başı ve proximal femur'a yerleşen sap kısmıdır (Şekil 1.8) (Pluot ve ark 2009, McTighe 2012).



Şekil 1.8. Kalça protezinin bölümleri

Acetabular parça genel olarak iki ayrı bölümden oluşmaktadır. Birinci kısım, acetabulum'a vida veya kemik çimentosu (polimetilmetacrilat-PMMA) ile sabitlenen metal, ikinci kısım ise bu metal kısmın içine sabitlenen yüksek yoğunluklu poletilenden, metalden veya seramikten oluşan bölümdür (Pluot ve ark 2009, Erdoğan 2012). Femur başı, femoral sap ile birlikte kullanıldığı gibi femoral proteze bağlanabilen bir modül olarak da kullanılabilir. Bu amaçla krom-kobalt bazlı materyaller ve seramik metaller kullanılabilir (Muratoğlu ve Kurtz 2002, Pluot ve ark 2009). Protezin sap kısmı, genellikle titanyum, krom-kobalt materyaller veya paslanmaz çelikten yapılır. Bu kısım proximal femur'a çimentolu veya çimentosuz yöntemlerle tutturulabilir. Bunlardan birincisi PMMA adı verilen çimento ile tespittir (Marcellin-Little ve ark 1999, Erdoğan 2012). Diğeri ise özel hazırlanan ve kemiğin gelişimine uygun olarak kemikle bütünleşen parçalardan oluşan çimentosuz protezlerdir. Çimentosuz implantlar genellikle poroz kaplamalı yüzey içerir ve bu bölümlerinde yeni kemik oluşumunu sağlayabilecek biyolojik olarak aktif olan

maddeler de bulunabilmektedir (Pluot ve ark 2009, Erdoğan 2012). Gerek çimentolu gerekse çimentosuz uygulamalarda farklı dizayn edilmiş çok sayıda sap şekli vardır, bu farklılıklar da protez kemik uyumu ile birlikte kemiğe gelen yüklerin özelliklerinde değişime neden olur (Scheerlinck ve Casteleyn 2006, Pluot ve ark 2009).

Beşeri hekimlikte olduğu gibi total kalça protezi uygulamaları günümüzde kedi-köpek ortopedisinde yerini almıştır (Bouvy ve Manley 1993, Holsworth ve DeCamp 2003, Skurla ve ark 2005). Köpeklerde ilk olarak 1974’de Hoefle tarafından kalça protezi implantasyonu bildirilmiştir. Kullanılan bu protez (Richard’ın Canine II kalça protezi) modüler olmayan-sabit başlı çimentolu bir sistemdir ve uzun süre kullanılmıştır (Conzemius ve Vandervoort 2005, Çetinkaya ve Olcay 2006, Piermattei ve ark 2006). 1990’lı yıllarda ilk olarak Biomedrix firması tarafından üretilen çimentolu modüler protez kullanılmaya başlanmıştır. Modüler sistem hasta seçiminde esneklik oluşturmuş, ayrıca implant ile implantasyonda kullanılan cerrahi aletlerin tasarımı da geliştirilmiştir. Aynı yıllarda çimentosuz modüler total kalça sistemi (Howmedica PCA®, Canine Total Hip System, Rutherford, New Jersey, USA) geliştirilmiş ve çimento uygulamalarıyla ilgili komplikasyonların önüne geçilmeye çalışılmıştır. Ancak bu sistemin yaklaşık 14 yıl klinik kullanımından sonra, üretici firma protezin üretimine son vermiştir (Çetinkaya ve Olcay 2006). Bu protez aynı zamanda asimetrik (anatomik) bir protez olup başarı oranı yaklaşık %87 olarak bildirilmiştir (Marcellin-Little ve ark 1999). Son yıllarda dünyada yaygın olarak iki tip çimentosuz protez kullanılmaktadır. Bunlardan biri Biomedrix firması tarafından üretilen “Biyolojik Fikzasyon” (BFX) tipinde protezdir. Diğerisi ise Zürih Üniversitesi’nden Dr. Slobodan Tepic ve Dr. Pierre Montavon tarafından dizayn edilmiş olan “Zürih Çimentosuz Total Kalça Artroplastisi Sistemidir” (KYON®, Zurich Cementless Canin Total Hip Replacement System) (Conzemius ve Vandervoort 2005). Zürih Çimentosuz Total Kalça Artroplastisi Sisteminin en önemli özelliği femur’un medial cortex’inden protez sapı vidalar yardımı ile sabitlenir (Şekil 1.9) (Guerrero ve Montavon 2009). Bu yöntemde diğer biyolojik fikzasyon yöntemlerine göre (press-fit sistemlerine göre) protez-kemik uyumunda çok fazla çeşit proteze ihtiyaç duyulmaz ve kemiğin medial tarafı yük taşıyan taraf olduğundan protez bu kenara sabitlenir. Ancak bu monocortikal sabitleme sisteminin medial ve lateral kenardaki farklı gerilmeler sonucu ile kemik- sap aralığında mikro hareketlere müsaade etmesi nedeniyle oluşabilecek aseptik gevşemeler sorun olarak gösterilmektedir (Conzemius ve Vandervoort 2005). Ülkemizde de Serbay ortopedi tarafından üretilmiş olan Zürih çimentosuz protezine benzer olarak dizayn edilmiş

protezin, 21 köpekte yapılan uygulamasında ancak %57 başarı elde edilmiştir (Özsoy ve ark 2011). Dünyada köpeklerde protez uygulamalarında başarı oranı genel olarak %90'nın üzerindedir (Conzemiüs ve Vandervoort 2005).



Şekil 1.9. Köpeklerde kullanılan çeşitli protez tipleri. **A:** Biomedix®-Biyolojik fiksasyon ve çimentolu fiksasyon protezleri, **B:** KYON®Zürich çimentosuz total kalça protezi

Protez uygulamalarından sonra beşeri hekimlikte revizyon cerrahisi gerektiren komplikasyonlardan en fazla görüleni aseptik gevşemedir (%60). Bunun dışında acetabular komponentin aşınması ve dislokasyonu, enfeksiyon, proteze bağlı kırık oluşumu, protezdeki pozisyon bozuklukları gibi komplikasyonlar görülmektedir (Pluot ve ark 2009). Ayrıca kemik protez yüzeyleri arasındaki mikro hareketlilik, belirli kemik bölgelerinin aşırı yüklenmesi protez sapının materyal ebat ve dizayn özellikleri, kemik geometrisi ve intracortikal/extracortikal iritasyona bağlı olarak oluşan ağrı diğer bir önemli komplikasyondur (Brow ve ark 2002, Harada ve ark 2007).

Son yıllarda yapılan çalışmalara göre, genel olarak köpeklerde THR uygulamalarının %2-20'sinde yukarıdakilere benzer komplikasyonlar şekillenmektedir (Marsolais ve ark 2009, Gemmill ve ark 2011, Minto ve ark 2011). Tüm uygulamalar içinde bu komplikasyonlar, protez luksasyonu (%7-11), sapta (stem) septik-aseptik gevşeme (%2-3), femur kırıkları (%1-1.5), enfeksiyon, siyatik neuroprati, pulmonar emboli, medullar enfarktüs (%14) olarak karşımıza çıkmaktadır (Sebestyen ve ark 2000, Bergh ve ark 2004, Liska 2004, Haney and Peck 2009, Guerrero ve Montavon 2009, Marsolais ve ark 2009, Ganz ve ark 2010, Gemmill ve ark 2011, Minto ve ark 2011). Komplikasyonların bir kısmı tür, ırk özelliği, hekim veya uygulama tekniğine bağlı olsa da büyük bir kısmının kemik-protez uyumsuzluğu ve proximal femur morfolojisine bağlı olduğu görülmektedir (Bouvy ve Manley 1993, Guerrero ve Montavon 2009).

Total kalça protezinde en önemli komplikasyon olan luksasyon, protez-kemik uyumsuzluğuna bağlı olarak gelişebileceği gibi tasarlanan protezin collum femoris'in uzunluğuna bağlı olarak gelişen laksite sonucunda da gelişebilir (Gemmill ve ark 2011, Minto ve ark 2011). Luksasyonun en önemli mekanik nedenlerinden birisi protezin aşırı retroversionda yerleştirilmesi sonucunda bacağın ve eklemin flexion, adduction ve internal rotasyonu sırasında posterior dislokasyondur (Muratoğlu ve Kurtz 2002). Protez uygulaması sonrasında medullar enfarktüs oluşumunda foramen nutricium'un pozisyonu önemli bir etkidir (Sebestyen ve ark 2000, Haney ve Peck 2009, Kara ve ark 2011). Uygulama sonrası femur kırıklarının oluşumuna protez sapının distal ucunda yoğunlaşan biyomekanik kuvvetler en önemli etken olarak kabul edilir (Minto ve ark 2011). Femoral sap ve çimentoyu kapsayan proximal femur bu uygulama ile elastikliğini kaybeder. Biyomekanik kuvvetler, normalde kemiğin uzunluğunun tümünde dağılırken bu durumda femoral sapın sonunda yoğunlaşır ve bu bölge kırıklar için predispoze bir hal alır. Wolf yasasına göre tekrarlayan yüklenmeler ve artışlar femoral sapın sonundaki diaphysis'de yeniden yapılanma (remodeling) meydana getirir. Yeniden şekillenmeden önce aşırı yüklenme veya kalça protezi uygulamasından sonraki herhangi bir zamandaki travmadan dolayı sınırsız yüklenme kırık için temel oluşturur (Liska 2004). Kemik çimentosu kullanılmayan biyolojik fikzasyon sistemlerinde operasyon sonrası kırık oluşumunda hayvanın yaşı ve düşük canal flare indeks'inin bir risk oluşturduğu, fakat canlı ağırlık, femur'daki çatlak oluşumu, serklaç kullanımı, implant ebatı ve pozisyonu ve kanal doluluk oranının (canal fill) kırık oluşumunda etkisinin görülmediği belirtilmiştir (Ganz ve ark 2010). Protezin sadece isthmus kısmında kemiğe tutunması proximalde az temas etmesine

bağlı olarak tekrarlanan eğme (bending) yüklenmeleri ile birlikte aseptik gevşemeler oluşur. Kemik- protez uyumsuzluğuna bağlı aseptik gevşemelerin, protezin sap kısmında proz kaplanması, anatomik protezlerin geliştirilmesi gibi çalışmalarla azaltılmıştır (Muratoğlu ve Kurtz 2002)

1.2.4. Total Kalça Protezi Uygulamalarında Proximal Femur Geometrisinin Belirlenmesi ve Önemi

Total kalça protezlerinin uzun dönemdeki başarısı için proximal femur anatomisinin iyi bilinmesi ve protezin yerleşeceği önemli bölgelerdeki morfometrik değerlerin tanımlanması gerekmektedir (Atilla ve ark 2007, Kawahara ve ark 2010). Ayrıca, protezin performansı ve uzun süre kalıcılığı için operasyon sırasında uygun pozisyonun verilebilmesi ve bu amaçla kullanılacak aletlerin dizayn edilebilmesi için de proximal femur geometrisinin iyi bilinmesi gerekmektedir (Noble ve ark 2003b).

Köpeklerde de kemik-protez uyumuna ilişkin sorunlar sıklıkla görülmektedir. Bu nedenle bölgeye spesifik morfometrik değerlendirmeler tanı ve tedavi yöntemlerinde önemli bir yer tutmaktadır (Holswort ve DeCamp 2003, Bergh ve ark 2004). Bölge morfometrisini inceleyen çalışmalarda gerek kullanılan yöntemler gerekse hayvan ırkları arasında büyük farklılıklar vardır (Rumph ve Hathcock 1990, Dudley ve ark 2006, Tomlinson ve ark 2007). Bazı çalışmalarda canlı hayvan üzerinde bu bölgeye ilişkin röntgen ve bilgisayarlı tomografi ile morfometrik veriler elde edilirken, çalışmaların çoğunda kadavra kullanılarak direkt kemik üzerinden veya fotoğrafla, röntgen yardımı ile veya bilgisayarlı tomografi kesitlerinden (Bloebaum ve ark 1993, Kuo ve ark 1998, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Sarierler ve ark 2012) yararlanılarak daha detaylı morfometrik incelemeler yapılmıştır. Ayrıca son olarak, protezin tasarımı açısından önemli olan femur'un morfometrisini büyüklüğe bağlı olmadan ifade eden açısız değerler ve indeks parametrelerini ortaya çıkarmak gerekmektedir (Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008).

Protez tasarımında öncelikle uzunluk, genişlik veya kemiğin eksenindeki farklılıklar gibi kemiğin genel morfometrik özellikleri dikkate alınmaktadır (Bloebaum ve ark 1993). Yeniden şekillendirilen caput femoris'in yeri ve pozisyonu; anteversion açısı, inklınasyon açısı, caput femoris mesafesi (head offset), collum femoris uzunluğu gibi morfometrik ölçümlerle değerlendirilir (Noble ve ark 1988, Rubin ve ark 1992, Bloebaum

ve ark 1993, Husmann ve ark 1997, Kuo ve ark 1998, Mahasisavariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003b, Lee ve ark 2006, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Unnanuntana ve ark 2010, Franklin ve ark 2012). Bu ölçümler dışında bu bölgede yapılan en önemli ölçümler, özellikle protezin sap kısmının yerleşeceği proximal femur medullar kanalının değerlendirildiği ölçümlerdir. Bu konuda en yaygın olarak kullanılan değerlendirme kriteri Noble ve ark (1988) tarafından tanımlanan özellikle proximalde metaphsial bölge olarak tanımlanan trochanter minor bölgesi, distalde medulla'nın en dar olduğu isthmus bölgesine ilişkin ölçümlerdir. Bu yöntemde, medullar kanalın proximal ve distalde çapları, isthmus bölgesinin mesafesi ölçülür ve bunlara bağlı çap oranları, medullar kanalın proximalden distale doğru daralma oranı ile daralma yeri gibi indeksler hesaplanır (Noble ve ark 1988). Bu değerlendirme kriterleri, protez tasarımına (Rubin ve ark 1992, Sugano ve ark 1998, Noble ve ark 2003b, Atilla ve ark 2007, Abadie ve ark 2010) veya kemik-protez uyumu sorunlarına ilişkin olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Bo ve ark 1997, Denora ve Fornasier 2000). Palierne ve ark (2006) köpek proximal femur geometrisini bu kriterleri kullanarak gruplandırmışlardır ve kullanılan bu indeks değerleri köpeklerde de kemik-protez uyumu için kullanılmaktadır (Marcellin-Little ve ark 1999, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Ganz ve ark 2010).

Kemik morfometrisine ilişkin yapılan çalışmalarda en basit ölçme yöntemi, kemik üzerinden osteometrik ölçüm tablası ve kumpas, goniometre gibi aletlerle yapılması veya kemiğin fotoğraf görüntüsü üzerinden çeşitli bilgisayar programları ile de ölçüm alınmasıdır (Bloebaum ve ark 1993, Kuo ve ark 1998, Unnanuntana ve ark 2010, Franklin ve ark 2012, Murlimanju ve ark 2012, Sarierler ve ark 2012).

Bu tür çalışmalarda direkt olarak kemik üzerinden anteversion, inklinasyon açıları, anterior eğim mesafesi, caput femoris çapı, caput femoris mesafesi (head offset), caput femoris pozisyonu, collum femoris uzunluğu, collum femoris genişliği (Bloebaum ve ark 1993, Kuo ve ark 1998, Unnanuntana ve ark 2010, Murlimanju ve ark 2012) gibi ölçümler alınabilmekle birlikte; medullar kanalın detaylı incelenebilmesi için kemik kesitlerinin hazırlanması gerekmektedir (Sen ve ark 2010). Proximal femur'a ilişkin morfometrik değerlerde en çok kullanılan yöntem standart radyografik incelemelerdir ve protez tasarımına ilişkin ilk veriler röntgen görüntülerinden elde edilmiştir (Noble ve ark 1988). Röntgen görüntüleri, üç boyutlu cisimlerin yoğunluk ve şekillerine göre oluşan iki boyutlu bir görüntüdür (Alkan 1999). Farklı pozisyonlarda görüntüler hazırlanarak ihtiyaç duyulan

ölçümler büyük oranda yapılabilir (Palierne ve ark 2006). Ancak röntgen ile alınan özellikle medullar kanala ilişkin ölçümler, protez sapının şeklinin ve ebadının tahmin edilmesinde yaklaşık değerler ortaya koyar (Rubin ve ark 1992). Ayrıca özellikle subtrochanteric bölgedeki bazı anatomik varyasyonlar görülmeyebilir (Husmann ve ark 1997). Üç boyutlu değerlendirme gereken kesitlerdeki maksimum çap değerleri, tam medio-lateral veya cranio-caudal yönlü olmadığı durumlarda iz düşümü görüntülerinden protezin çap tahmini yanlış yapılabilir (Noble ve ark 2003b, Sen ve ark 2010). Bununla birlikte anteversion açısı gibi rotasyon değerlendiren ölçümler direkt yapılamadığından ayrıca hesaplama gerektirir (Palierne ve ark 2006).

Cisimlerin kesilmeden muayenesini sağlayan bilgisayarlı tomografi ile, incelenen parçanın iki boyutlu izdüşümü değil, kesit görüntüsü elde edilebilmektedir. Böylece çalışılan materyalin hem dış hem de iç yüzeyinin şekli hakkında bilgi sahibi olmak mümkündür. Son yıllarda dijital görüntü işleme teknolojisindeki ilerleme ve bilgisayar destekli tasarım alanında üretilen yeni yazılımlar sayesinde tomografiden alınan verilerin 2 ve 3 boyutlu ölçüm analizi oldukça kolaylaşmıştır (Uslu 2006). Özellikle biyolojik fizyasyonlu protezlerin kullanılmaya başlanması ile radyolojik yöntemler gibi standart iki boyutlu değerlendirme yöntemleri yerine daha çok bilgisayarlı tomografik kesit görüntüleri veya bu kesitlerden hazırlanan üç boyutlu görüntülerde geometrinin değerlendirildiği görülmektedir (Husmann ve ark 1997, Sugano ve ark 1998, Kim ve ark 2000a, Laine ve ark 2000, Mahaisavariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003a). Proximal femur'un anatomisinin değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografi görüntülerinin kullanılması daha geçerli sonuçlar verir. Ancak bazı çalışmalarda da biyolojik fizyasyon yöntemleri kullanılırken optimal uyumun sağlanması için radyografi ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin birlikte kullanılması önerilmektedir (Kuo ve ark 2003, Sen ve ark 2010).

Günümüzde protez tasarımı ve uygulamaları için femur geometrisinin üç boyutlu modellerde bilgisayar ortamında değerlendirilmesi gerçeğe yakın sonuçlar vermektedir (Kim ve ark 2000a). Üç boyutlu modelleme (3D rekonstrüksiyon), materyalin kesit görüntülerinin bilgisayar ortamında çeşitli programlar kullanılarak birleştirilmesi, farklı açılardan çekilen fotoğrafların birleştirilmesi veya üç boyutlu tarayıcılar (3D scanner) yardımı ile yapılmaktadır. Ancak materyale ilişkin fotoğraf görüntüleri veya direkt 3D tarayıcı ile kemiklerin sadece dış yapısı görüntülenebilmektedir. Kemiklerin modellenmesinde kesit görüntüleri kullanılarak kemiklerin iç ve dış yapılar birlikte

modellenebilir (Wirtz ve ark 2003, Uzun 2007). Modelleme amacıyla kullanılacak uygun ince ve standart kesit görüntüleri CT (bilgisayarlı tomografi) veya MR (manyetik rezonans) ile elde edilebilir (Kim ve ark 2000a-b, Mahaisavariya ve ark 2002, Shahar ve ark 2003, Trabelsi ve ark 2009, Anastopolos ve ark 2010, Bah ve ark 2011). Ayrıca çalışılması oldukça zor olan trabeküler kemik dokusunun modellenebilmesi için mikro bilgisayarlı tomografi (μ CT) cihazı tercih edilmektedir (Boyd ve ark 2002, Cano ve ark 2008).

1.2.5. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method-FEM)

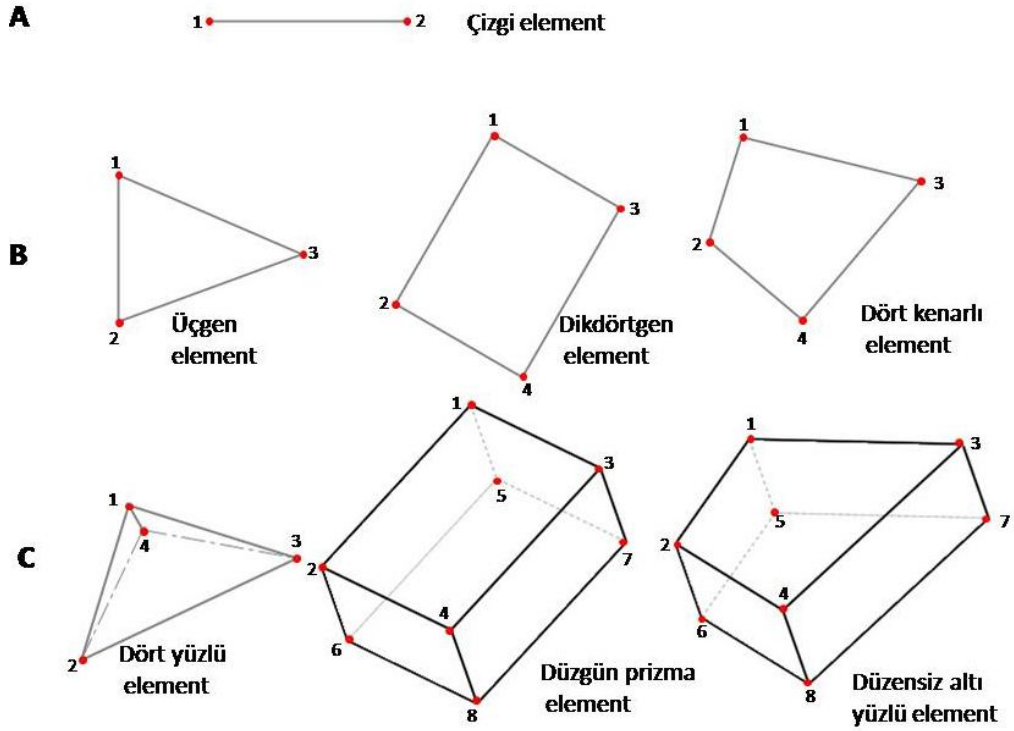
Tasarım veya uygulama aşamalarında kemik-protez uyumu açısından, proximal femur ve buna uygun protezin geometrik özellikleri yanında bacağın kullanılması ile oluşan yük dağılımının değerlendirilmesi önemlidir (Huiskes ve Stolk 2005). Bu amaçla deneysel yöntemlerle veya canlı üzerinde mekanik testler yapılabilir (Bergman ve ark 1984, Huiskes ve Stolk 2005). Ancak günümüzde prototiplerin geliştirilmesi amacı ile daha çok sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak mekanik simülasyonlar yapılmaktadır (Huiskes ve Stolk 2005). Bu yöntemle kemiğe veya dizayn edilen proteze zarar vermeden bilgisayar ortamında hazırlanacak üç boyutlu model kullanılarak mekanik simülasyonlar yapılabilir, geometrik özellikler veya yüklerin yönü bilgisayar ortamında değiştirilerek gerilimler ve şekil değiştirmeler ölçülebilir (Shahar ve ark 2003, Huiskes ve Stolk 2005, Yosibash ve ark 2007, Trabelsi ve ark 2009, Bah ve ark 2011, Fottner ve ark 2011, Trabelsi ve ark 2011).

Doğada karşılaşılan her türlü biyolojik, jeolojik veya mekanik olay kendine ait büyüklüklere göre çeşitli denklemler yardımı ile matematiksel olarak ifade edilebilmektedir. Mühendislik alanında bu tür amaçlarla sıklıkla kullanılan bir yöntem olan sonlu elemanlar metodu; karmaşık olan problemlerin sonlu sayıda daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesi ile bütüne ait yaklaşık sonucun ortaya konulduğu sayısal bir metottur (Bozkus 1999, Moaveni 1999, Topçu ve Taşgetiren 2008). Sonlu elemanlar yönteminde incelenecek yapının geometrisi, materyal özellikleri, yüklenme özellikleri, sınır şartları aslına uygun olarak tanımlanır ve kuvvet uygulanarak mekanik değişimler değerlendirilir (Huiskes ve Stolk 2005). Kemiklerinin biyomekanik analizleri amacıyla ilk defa 1970'li yıllarda kullanılmaya başlanmış olan bu yöntem, kemik, kemik/protez yapıları, kırık tespit implantları ve çeşitli kemik dışı dokuların analizi için giderek daha fazla uygulanmaktadır (Tekcan 2008).

Sonlu elemanlar yöntemi genel olarak bir matematiksel hesaplama yöntemi olsa da bu iş için tasarlanmış çeşitli bilgisayar programları yardımıyla daha kolay uygulama olanağı bulunmaktadır. Bu amaçla ortopedik simülasyonlarda ANSYS, NASTRAN, AUTODESK SIMULATION, COSMOSWORKS, ABAQUS gibi programlar sıklıkla kullanılmaktadır (Bah ve ark 2011, Çilingir ve ark 2007).

Bu programlar da her ne kadar bazı kullanım farklılıkları olsa da sonlu elemanlar yöntemi üç boyutlu kemik modeli oluşturulduktan sonra genel olarak dört aşamada uygulanmaktadır.

a. Ağ Oluşturma: Bir yapının geometrisinin çok sayıda küçük elemana bölünerek analizin yapıldığı bu yöntemde matematiksel işlemler düğüm noktası ve elementler kullanılarak yapılır. Bu aşamada üç boyutlu kemik modeli için uygun düğüm noktası ve element tipi tanımlanır. Düğüm noktası “node” olarak bilinmektedir ve elemanlara ayırma işleminde düğüm noktalarından faydalanılır. Geometriye ve problemin fiziksel doğasına bağlı olarak bölünecek objeyi çizgi, alan ve hacim elemanlar kullanılarak parçalara ayrılır (Şekil 1.10) (Boyalı 2008). Birbirine bağlanan her bir element, düğüm noktası şeklinde ve genellikle köşelidir. Ayrıca elementlerin analiz sırasında yer değiştirme ve yüklenmeleri her bir düğüm noktası için üç eksenlidir (Huiskes ve Stolk 2005).



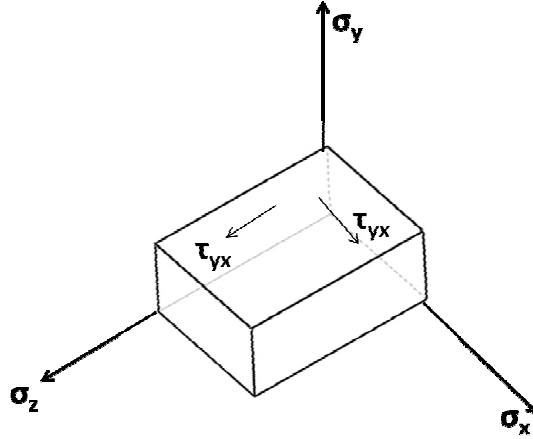
Şekil 1.10. Düğüm noktası ve elementler; A: Çizgi, B: Alan, C: Hacim elemanları.

b. *Materyal özellikleri, sınır şartları ve yüklerin belirlenmesi:* Biyomekanik simuslayon için geometri tanımlandıktan sonra yük uygulanacak objenin materyal özelliklerinin tanımlanması gerekmektedir. Kemiğin materyal özelliği olarak genellikle esneklik katsayısı (Elastik modulus) ve şekil değiştirme oranı (Poisson oranını) tanımlanır (Sharar ve ark 2003). Kemik yoğunluğu da volumetrik olarak tanımlanabilecek önemli bir malzeme özelliğidir (Weinans ve ark 1993). Kullanılan element boyutları (ağ) kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elementler kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın başka yerlerinde farklı malzeme özelliği tanımlamaya olanak sağlanabilir. Yine bu metotta bitişik elementlerdeki malzeme özellikleri farklı tanımlanabilir (Topçu ve Tasgetiren 2008). Analiz tipi (statik – dinamik, lineer-nonlinear) tanımlandıktan sonra uygulanacak yükün özellikleri ve yapının nereden sabitlendiğini ve hangi yönlerde hareket edebileceğini (serbestlik derecesi) gösteren sınır şartları belirlenir.

c. *Modelin Çözdürülmesi-Analiz:* Kullanılan programlar yardımı ile otomatik olarak yük uygulanması simülasyonu ile analiz yaptırılır.

d. *Değerlendirme:* Sonuçların değerlendirilmesi aşamasıdır. Sonlu elemanlar yöntemi sonucunda değerlendirme, uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilmelere (stress) göre yapılır. Uygulanan kuvvet sonucunda aksenal (asal) gerilmeler (basma ve

çekme gerilmesi - σ) ve kesme gerilmeleri (τ) olmak üzere iki çeşit gerilme oluşur. Bir üç boyutlu elemanın x,y,z düzlemlerine, bir aksenal, iki kesme tipi gerilme etki eder (Şekil 1.11) (Terzioğlu ve Kurşunoğlu 2011).



Şekil 1.11. Aksenal gerilmeler (x,y,z) ve kayma gerilmelerinin ($xy, yz, xz...$) şematize edilmiş hali

Analiz sonuçlarında elde edilen aksenal gerilme verilerinde, pozitif değerler çekme tipi gerilmeler, negatif değerler ise basma-sıkışma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Bir gerilme elemanında belirgin ölçüde hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyük değere sahip ise, o gerilme elemanı daha büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin; bir düğüm noktasında çekme gerilme değeri 200 MPa, sıkışma gerilme değeri -40 MPa ise, o düğüm noktasında çekme gerilme tipi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana gerilme değeri budur (Terzioğlu ve Kurşunoğlu 2011).

Bu tür çalışmalarda, sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen diğer bir gerilme değeri ise Von Mises değerleridir. Bu gerilme değeri üç boyutta oluşan gerilmelerin bileşkesidir. Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde Von Mises Gerilme değerleri özellikle çekilebilir materyaller (metal vb.) için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve bu materyallerin germe dayanımını belirlemek için kullanılan bir terimdir (Terzioğlu ve Kurşunoğlu 2011). Ancak Von Mises gerilmesi üç eksenindeki gerilmelerinden hesaplanan bileşke gerilme olduğu için kemik dokuya ilişkin analizlerde de sıklıkla kullanılan bir değerdir. Von Mises gerilmesi ayrıca matematiksel olarak aşağıdaki formülle hesaplanabilir (Shahar ve ark 2003).

$$\sigma^2 = [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] / 2$$

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. GEREÇ

Bu çalışma, ADÜ- HADYEK'in 01.08.2008 tarih ve 2008/037 sayılı izni ile Adnan Menderes Üniversitesi Veteriner Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Osteometri Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmada 11 adet Kangal köpeği, 10 adet Alman çoban köpeği olmak üzere toplam 21 adet köpek kadavrasına ait femur'lar kullanılmıştır. Bu kemikler anabilim dalımız ve İstanbul Üniversitesi Veteriner Fakültesi Anatomi Anabilim Dalından temin edilmiştir. Kemiklerin seçiminde kemik büyüme plaklarının kapanmış olmasına ve kemik üzerinde herhangi bir deformite olmamasına dikkat edilmiştir. Ancak çalışmada kemikleri kullanılan hayvanların hepsinin yaşı, ölüm nedeni ve canlı ağırlık verileri olmadığından bu özelliklere ilişkin bilgi sunulamamıştır. Bu hayvanların cinsiyet ve femur'larına ait genel tanımlayıcı özellikler Çizelge 2.1'de sunulmuştur.

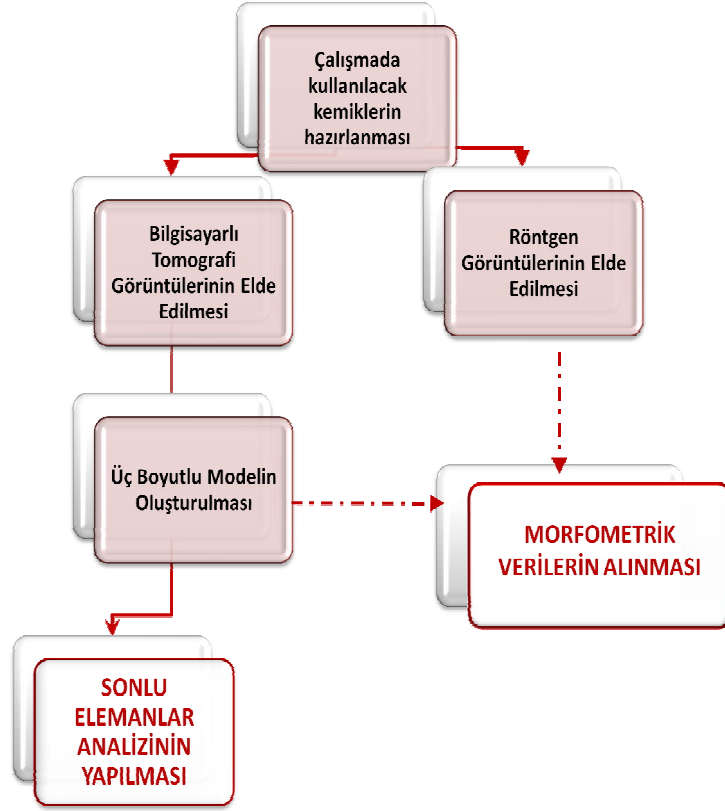
Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan köpeklerin belirlenebilen genel tanımlayıcı özellikleri.

IRK	YAŞ	CİNSİYET	AĞIRLIK	FEMUR UZUNLUĞU (mm) ^φ		FEMUR ÇEVRESİ (mm) ^φ	
				SAĞ	SOL	SAĞ	SOL
Alman Çoban Köpeği	E*	♂	-	199	201	43	43
	4	♂	-	205	205	53	52
	E*	♀	-	183	184	46	45
	2	♀	-	186	187	48	50
	E*	♀	-	210	210	58	60
	E*	♂	-	225	224	62	63
	1,5	♀	-	196	192	51	53
	4	♂	30	202	202	54	54
	1,5	♀	20	180	180	45	45
	2	♀	25	194	194	48	48
-	4♂/6♀	-	198.0	197.9	50,8	51,3	
Kangal Köpeği	2	♀	-	225	225	54	54
	E*	♂	-	220	222	53	55
	2	♀	-	215	215	50	51
	3	♂	-	240	238	55	55
	1,5	♂	-	252	251	56	56
	3	♂	45	270	268	70	70
	E*	♂	-	259	260	57	58
	E*	♀	-	239	241	53	53
	E*	♀	-	237	237	55	55
	E*	♂	-	244	241	59	61
	10	♂	-	215	215	50	51
-	7♂/4♀	-	238.1	237.6	55,6	56,3	

*E:Erişkin, ^φ Kullanılan kemiklerin uzunlukları osteometrik ölçüm tablası ile ve çevre ölçümleri kemiklerin orta noktasından mezüre ile alınmış ölçümler olup, laboratuvar kayıtlarından temin edilmiştir.

2.2. YÖNTEM

Bu çalışmada kemiklerin röntgen (2D) ve tomografi ile kesit görüntülerinden hazırlanmış üç boyutlu (3D) kemik modelleri görüntülerinden morfometrik veriler elde edildi. Son olarak ise üç boyutlu modellerde sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik simülasyon yapıldı (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Çalışmanın temel aşamaları

2.2.1. Röntgen (X-Ray) Görüntülerinin Elde Edilmesi

Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında bulunan ddRFormula™ dijital röntgen cihazı (Swissray Medical AG/Switzerland) kullanılmıştır (Şekil 2.2). Cihazın kontrol panelinde “EI” çekim menüsü ve ortalama ayarları 55 kV, 200 mA ve 0,0016s olacak şekilde kullanılmıştır.



Şekil 2.2. ddRFormula dijital röntgen cihazı.

Kemiklerin röntgen çekimleri Paliarne ve ark (2006) göre üç farklı pozisyonda alınmıştır. Bu amaçla;

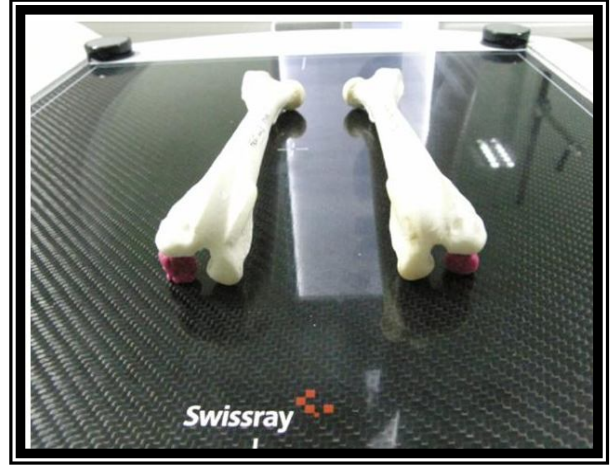
I. Görüntü; kemikler tablaya temas edecek şekilde cranio-caudal pozisyonda (Şekil 2.3 A, Şekil 2.4 A),

II. Görüntü; kemiklerde collum femoris tablaya paralel olacak şekilde lateral condylus'un altına oyun hamuru (Play-Doh / China) konularak cranio-caudal pozisyonda (Şekil 2.3 B, Şekil 2.4 B),

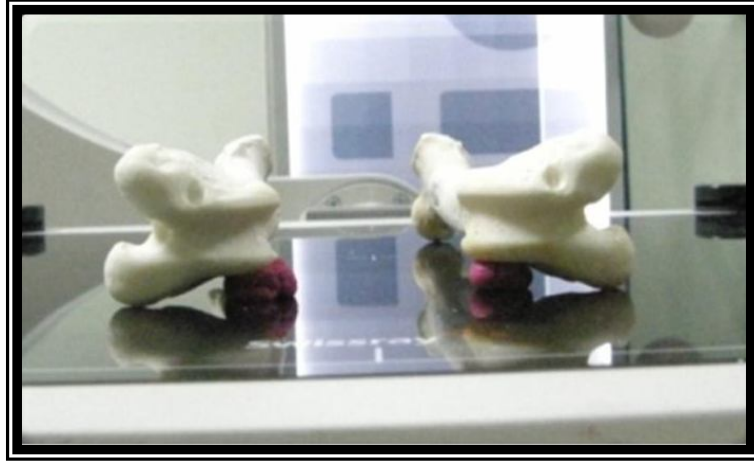
III. Görüntü; caput femoris tablaya temas edecek şekilde kemik latero-medial yönlü yerleştirilmiş ve trochlea femoris'in medial'ine oyun hamuru konularak corpus femoris'in tablaya paralel olduğu pozisyonda (Şekil 2.3 C, Şekil 2.4 C) görüntüler elde edilmiştir.



A



B



C

Şekil 2.3. Kemiklerin röntgen cihazı tablasına yerleştirilmesi. **A;** Cranio-caudal yönlü I. görüntü için kemiğin yerleştirilmesi, **B;** Cranio-caudal yönlü II. görüntü için kemiğin yerleştirilmesi, **C;** Medio-lateral yönlü III. görüntü için kemiğin yerleştirilmesi.

Bu işlem için kemikler 45cm x 45cm boyutlarında çekim tablasına aynı hayvanın sağ ve sol kemikleri yan yana olacak şekilde ve yönlerinin karışmaması için sağ tarafa işaret konularak yerleştirilmiştir. Üç görüntü arka arkaya alınarak kemikler tabladan kaldırılıp yerine yeni kemikler konulmuştur (Şekil 2.3).

Çekim sonrasında, kayıt penceresinde elde edilen her görüntüye bir gösterge çizelgesi (skala) yerleştirilerek ve hayvana ait bilgiler üzerine yazılarak görüntüler ayrı ayrı “.jpeg” formatında kaydedilmiştir (Şekil 2.4). Bu dosyalar daha sonra SolidWorks (SolidWorks, USA) programında top düzlemine yerleştirilerek görüntüler üzerinde

bulunan skala yardımıyla her bir görüntünün kalibrasyonu yapılmış ve ölçüme hazır hale getirilmiştir (Şekil 2.5).



A

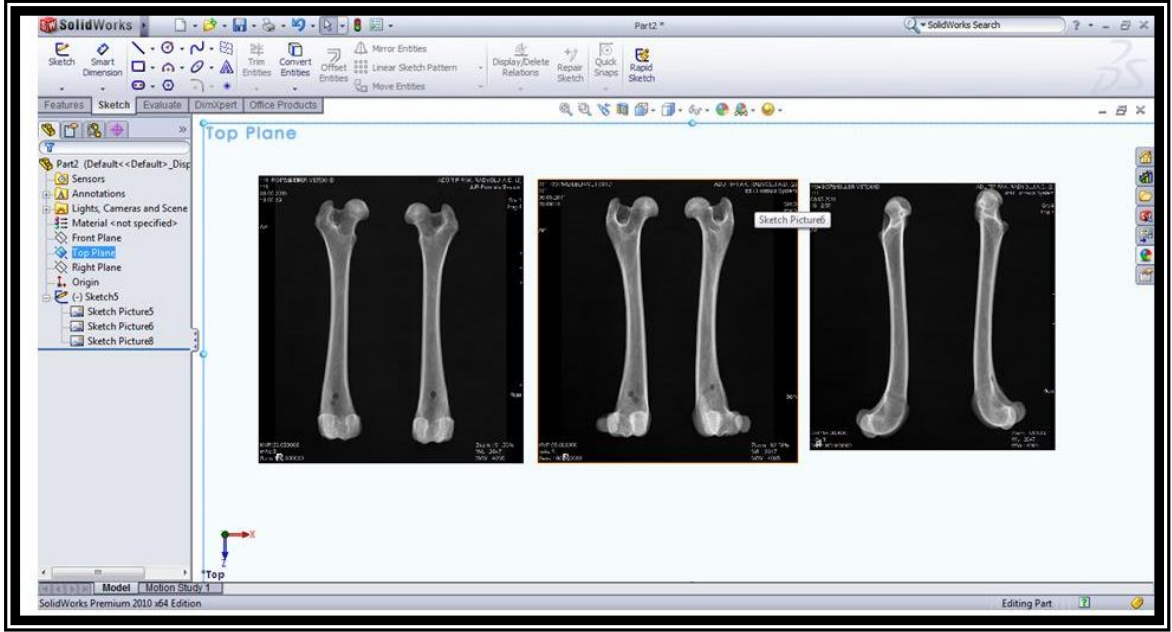


B



C

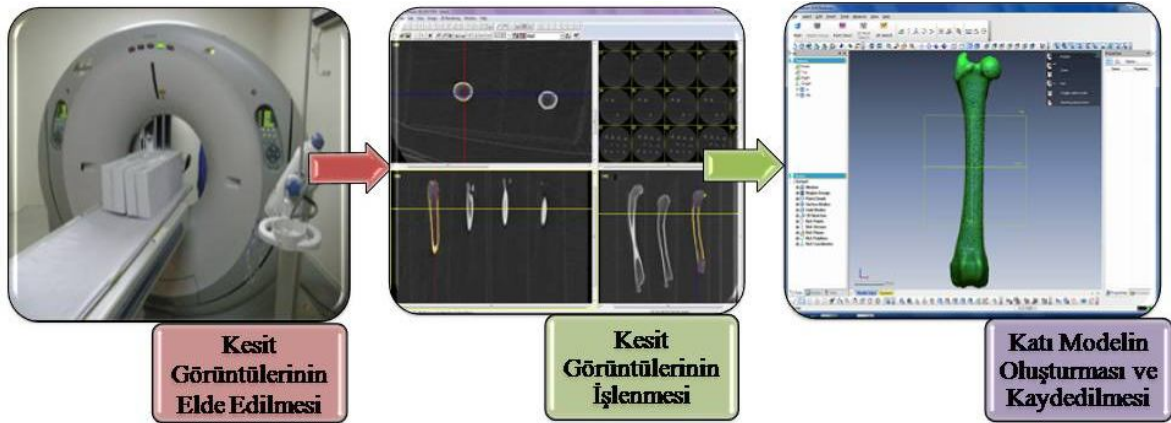
Şekil 2.4. Belirlenen pozisyonlarda elde edilen röntgen görüntüleri. I. (A), II. (B) ve III. (C) röntgen görüntüleri



Şekil 2.5. Röntgen görüntülerinin SolidWorks programında kalibrasyon sonrası görünümü.

2.2.2. Üç Boyutlu Modelin Oluşturulması

Kemiklerin bilgisayar ortamında üç boyutlu modelini oluşturabilmek için; bilgisayarlı tomografi ile kesit görüntüleri elde edildikten sonra her bir kesit üzerinde kemik sınırları işaretlenmiş ve üç boyutlu model oluşturulmuştur (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Üç boyutlu model oluşturma aşamaları.

2.2.2.1. Kesit görüntülerinin elde edilmesi

Bu amaçla özel bir görüntüleme merkezinde bulunan TOSHIBA-Aquilion 64 (America Medical Systems, Inc., CA) tomografi cihazı kullanılmıştır (Şekil 2.7 A).

Kemikler cihazın tablasına 32x23x33 boyutlarında 12 bölmeli bir kutu içinde cranio-caudal yönlü yerleştirilmiştir. Çekim sırasında oluşabilecek artefaktları engellemek ve kemik sınırlarını daha net belirleyebilmek için kemiklerin alt kısımlarına pamuk konulmuştur (Şekil 2.7 B). Bu kemiklerden 1 mm kalınlıkta ve 1 mm aralıkta kesit görüntüleri alınmıştır (120 KV, 250 mA, 500 msec, 125 mAs). Alman çoban köpeği femur'larından 205.0 ± 0.35 adet, Kangal köpeği femur'larından 243.6 ± 0.77 adet kesit elde edilmiştir. Bu görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında diske kaydedilmiştir (Şekil 2.7 C,D).



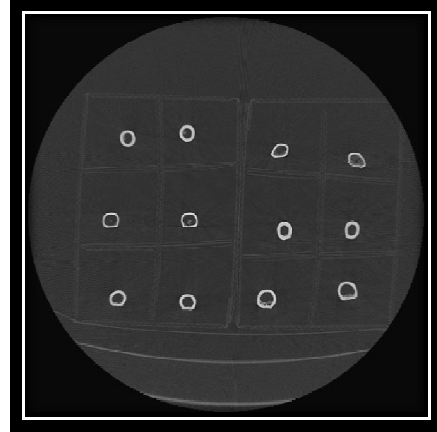
A



B



C

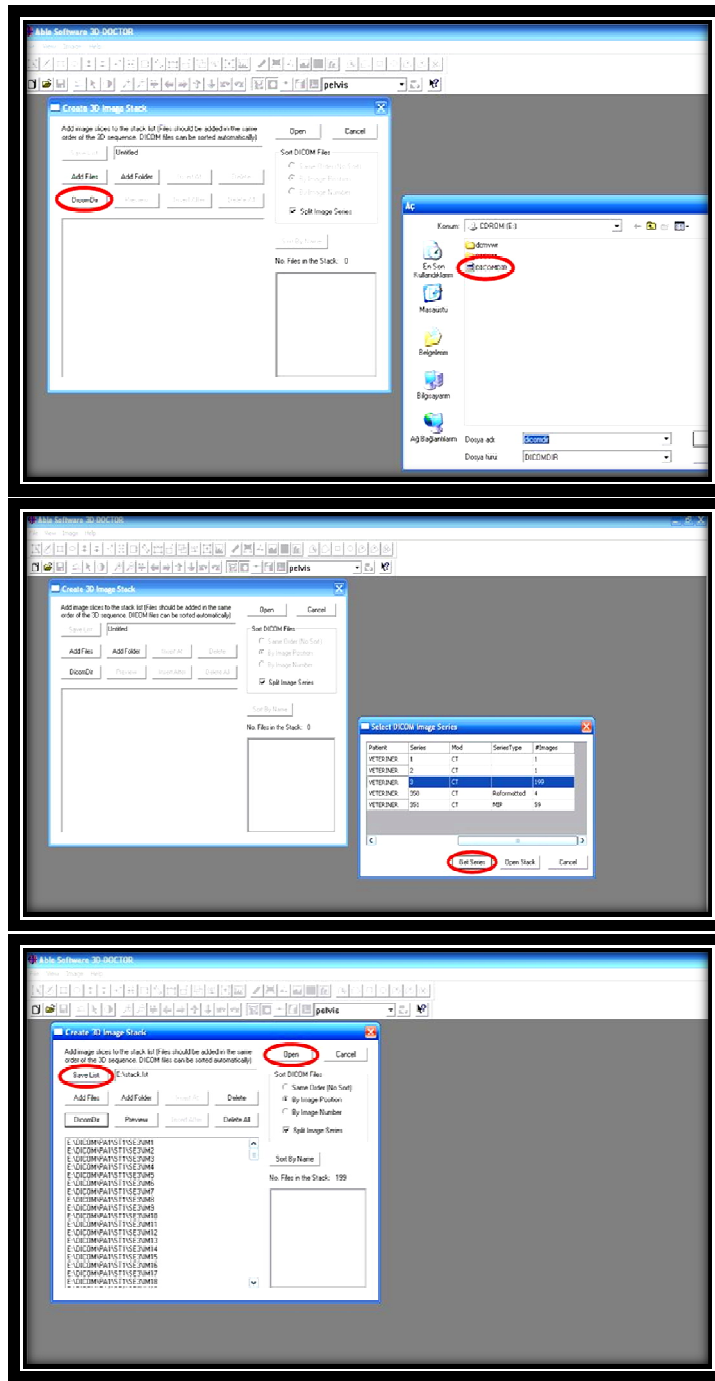


D

Şekil 2.7. Bilgisayarlı tomografi ile kesit görüntülerin elde edilmesi **A:** Çalışmada kullanılan tomografi cihazı, **B:** Kemiklerin yerleştirilmesi, **C:** Klavuz görüntü, **D:** DICOM formatında kesit görüntüsü.

2.2.2.2. Kesit görüntülerinin işlenmesi

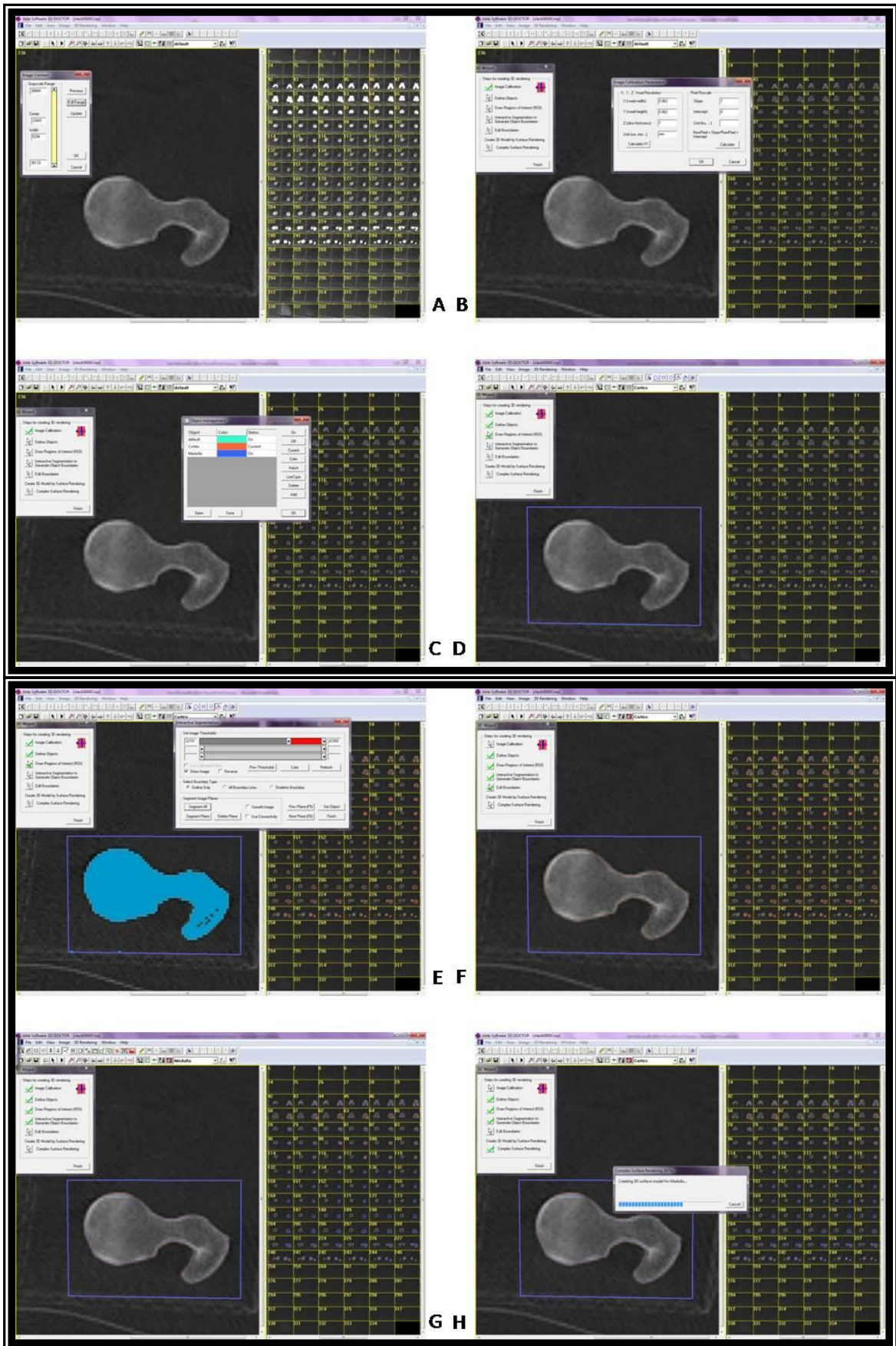
Elde edilen DICOM formatındaki tomografi kesit görüntülerini nokta bulutu haline getirmek için 3D Doctor (Able Software Corp., USA) programı kullanılmıştır. 3D Doctor programında DICOM formatındaki dosyalar açıldıktan sonra dosya içerisindeki kesit görüntüleri liste şeklinde çalışma klasörüne kaydedilmiştir (Şekil 2.8 A-C).



Şekil 2.8. 3D Doctor programında DICOM dosyasının açılması. A: DicomDir komutu ve dosyanın seçilmesi, B: Kullanılacak tomografi görüntülerinin seçilmesi, C: Görüntülerin kaydedilerek açılması.

Kesit görüntüleri açıldıktan sonra, her bir kemiğin sınırlarının tam ve doğru belirlenebilmesi için beyaz ve siyah arasındaki renk skalası ayarı maksimuma getirilmiştir (Şekil 2.9 A). Modeli oluşturulacak kemiğe ait kesit görüntüleri bir çerçeveye içine almıştır. Kesitlerde daha sonra kemik sınırlarını işaretleyebilmek için cortex ve medullar kanal farklı renklerle tanımlanmıştır (Şekil 2.9 C). Bu aşamada trabekül kemik yapısı göz ardı edilmiştir. Kemiğin cortex katmanının sınırları yarı otomatik olarak işaretlenmiştir. Bu amaçla, öncelikle her bir kesitte kemik cortex ve medullar bölgenin sınırları otomatik olarak işaretlendikten sonra çizgilerin kemik sınırlarına tam uygun olmadığı bölümlerde sabunlama ve sınır düzeltmeleri yapıldı (Şekil 2.9 E). Bu işlem sırasında otomatik işaretlemede en fazla düzenleme gerektiren proximal ve distal femur bölgelerinde özellikle iç sınırlar tamamen kaldırılarak yeniden manuel olarak belirlenmiştir. Bu amaçla sınırların doğru olarak çizilebilmesi için grafik tablet (Intuos4, Wacom comp. USA) kullanılmıştır. Daha sonra bu işaretleme kontrol etmek için gerçek kemik ve röntgen görüntüleri de kullanılarak her bir kesit tekrar kontrol edilerek işlenmiştir (Şekil 2.10 A).

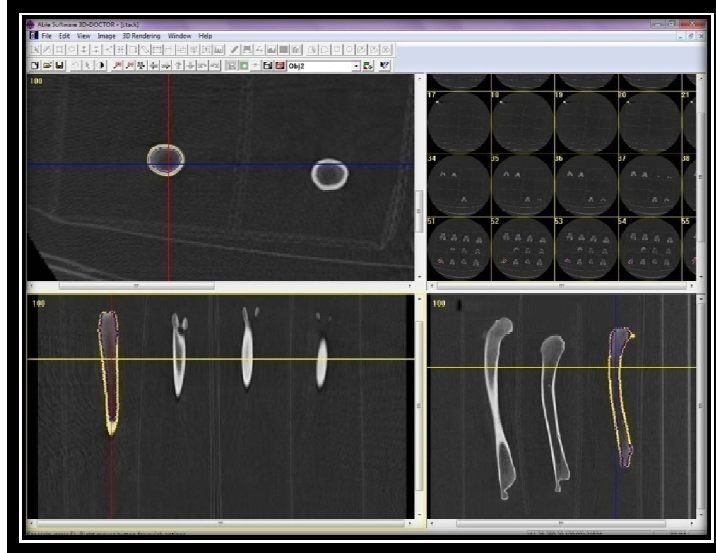
Tüm kesitlerde işaretleme ve kontrol aşamaları tamamlandıktan sonra üç boyutlu taslak oluşturulmuştur. Bu taslakta yüzeylerin düzleştirilmesi için sabunlama işlemi gerçekleştirilmiş ve dosya nokta bulutu şeklinde (".obj" dosya formatında) kaydedilmiştir (Şekil 2.11).



Şekil 2.9. Kesit sınırlarının tanımlanması.

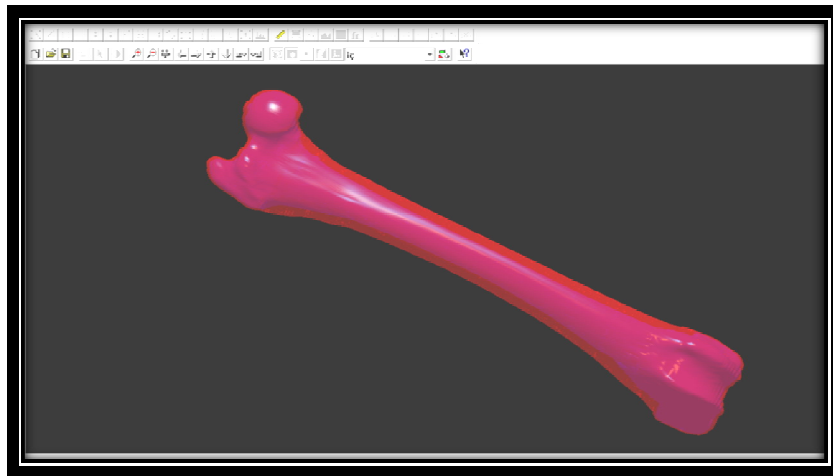


A



B

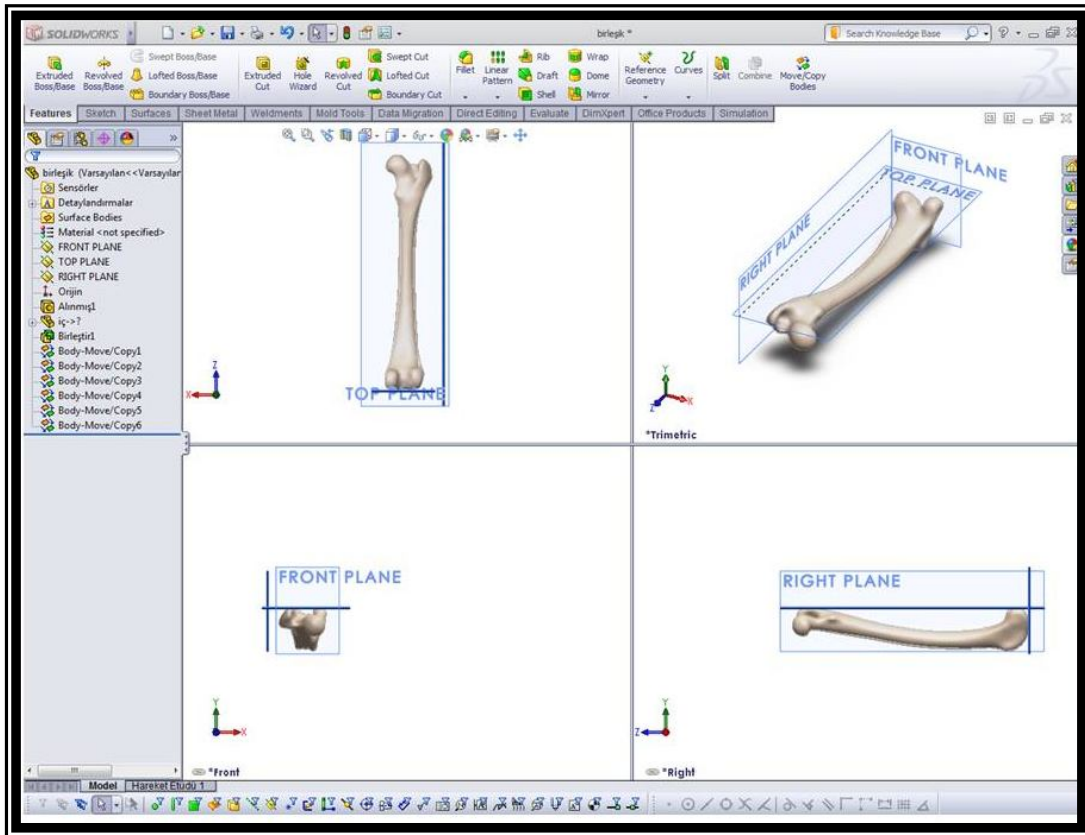
Şekil 2.10. Kesit görüntülerde kemik sınırlarının grafik tablet ile manuel olarak işaretlenmesi (**A**) ve düzeltmelerin kontrolü (**B**).



Şekil 2.11. 3D-Doctor programında tomografi görüntülerinden elde edilen nokta bulutu şeklindeki kemik modeli

2.2.2.3. Katı modelin oluşturması ve kaydedilmesi

Nokta bulutu şeklindeki dosyaların çakışan yüzeyler ve boşlukları düzenlenerek iç (medullar boşluk taslağı) ve dış (cortex taslağı) olmak üzere iki katı model dosyası halinde “.igs/.iges” (Initial Graphics Exchange Specification) formatında kaydedilmesi için Rapidform programı kullanılmıştır. Bu programda katı model olarak kaydedilen dosyalar, 3D kemik modellerinden morfometrik verilerin alınabilmesi ve biyomekanik simülasyonun montaj aşaması için SolidWorks programına aktarılmış ve bu programda kemiğin dış kısmının katı modelinden iç kısmının katı modelini çıkartılarak sadece kortikal kemik yapısının katı modeli şekillendirilmiştir. Ölçüm yapmadan önce üç boyutlu katı modelde kemiğin düzlemleri tanımlanmıştır. SolidWorks programının *front* (transversal düzlem), *top* (dorsal-coronal düzlem), *right* (sagittal düzlem) olmak üzere üç düzlemi bulunmaktadır. Top düzlemi; kemiği cranio-caudal, front düzlemi; proximo-distal, right düzlemi ise; medio-lateral olarak bölen görüntüleri ifade etmektedir. Üç boyutlu kemik modellerinde standart bir duruşu sağlamak için, caudal yüzleri top düzlemine temas ettirilirken, condylus femoris’in en distal noktaları front düzlemine temas ettirilmiştir (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. SolidWorks programında katı modelde düzlemlerin belirlenmesi

2.2.3. İki ve Üç Boyutlu Görüntülerde Morfometrik Verilerin Alınması

Bilgisayar ortamında arşivlenen “.igs” dosya formatındaki röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modellerinde SolidWorks programı kullanılarak morfometrik veriler alınmıştır. Kemik modelleri üzerinde morfometrik verilerin alınabilmesi için kemik görüntüsü üzerinde öncelikle noktalar, eksenler, düzlemler oluşturulmuş sonra morfometrik ölçümler ve indeksler Palierne ve ark (2006), Noble ve ark (1988 ve 2003a), Tomlinson ve ark (2007), Bloebaum ve ark (1993)’e göre aşağıda tanımlandığı gibi alınmıştır.

2.2.3.1. Morfometrik değerlendirmede kullanılan sabit nokta ve eksenler

2.2.3.1.1. Femur’un proximal longitudinal eksen (Medullar eksen)

Femur’un anatomik uzunluğunun ortasında (%50) ve proximal %25’ inde belirlenen merkez noktalardan geçirilen eksendir (Şekil 2.14, Şekil 2.15) (Palierne ve ark 2006).

İki boyutlu görüntülerde (I.- III. görüntüde) belirtilen bölgelerde kemiğin iç çapının (intracortikal) orta noktaları, üç boyutlu modelde ise medullar kesit yüzeyinin orta noktalarından geçen çizgi olarak belirlenmiştir.

2.2.3.1.2. Femur’un biyomekanik eksen

Condylus femoris merkezi ile caput femoris merkezi arasında bulunan eksendir (Şekil 2.14, Şekil 2.15) (Tomlinson ve ark 2007).

İki boyutlu görüntülerde, I. görüntüde fossa intercondylaris’in cranio-proximal orta noktası ile caput femoris’in merkezi arasındaki eksen çizilmiştir. III. görüntüde condylus femoris’e en uygun daire çizilerek, bu dairenin merkez noktası ile caput femoris’in merkezi arasındaki eksen çizilmiştir.

Üç boyutlu modelde medial ve lateral’den condylus femoris’lere en uygun daireler çizilmiştir. Bu dairelerin merkezinden geçen çizginin orta noktası ile caput femoris’in merkezi arasındaki eksen belirlenmiştir.

2.2.3.1.3. Proximal referans çizgisi

Caput femorisin merkezi ile trochanter major'un proksimal uç noktası arasındaki çizgidir (Şekil 2.14, Şekil 2.15) (Tomlinson ve ark 2007).

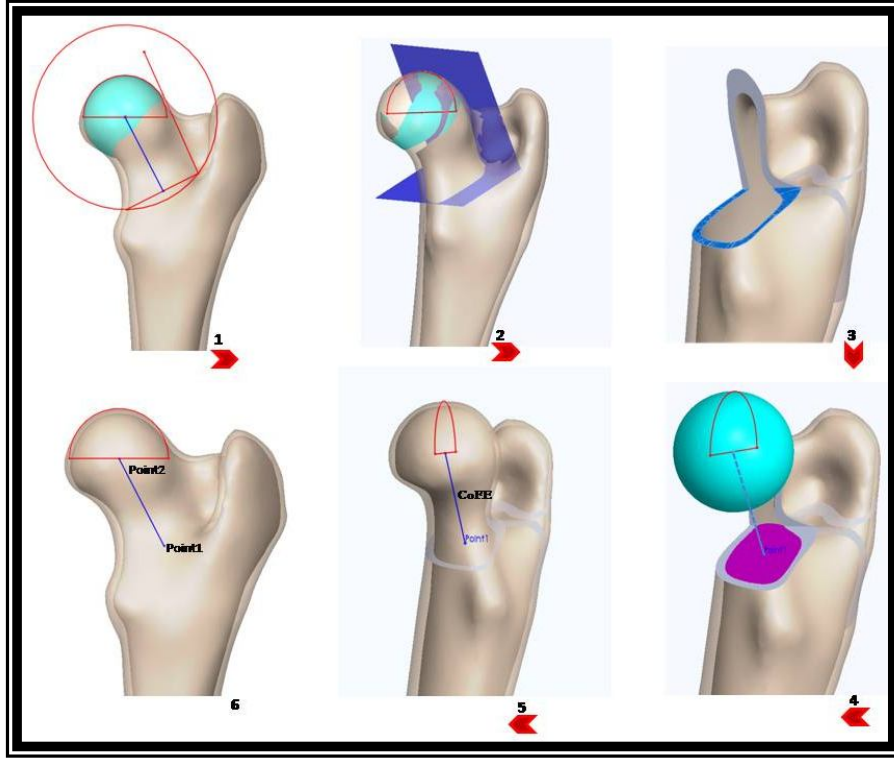
İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde belirlenmiştir.

2.2.3.1.4. Collum femoris eksen

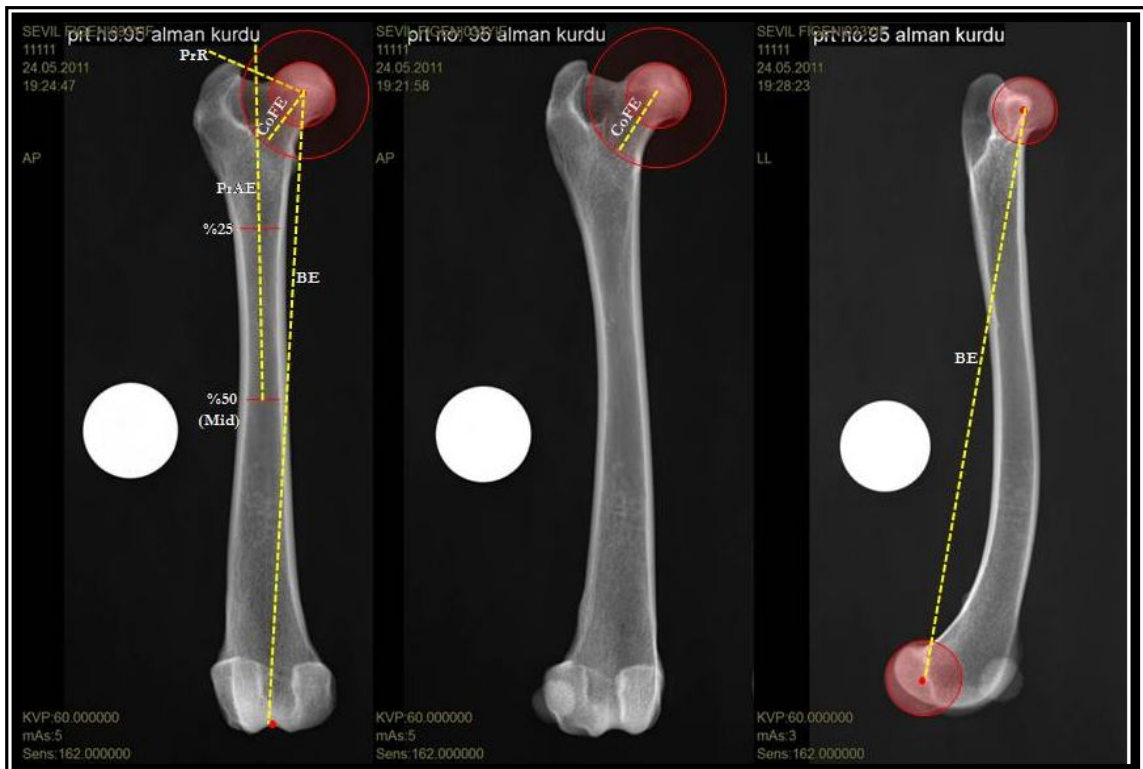
Caput femoris merkezi ile collum femoris tabanının merkezinden geçen eksendir (Şekil 2.13, Şekil 2.14, Şekil 2.15) (Palierne ve ark 2006).

İki boyutlu görüntülerde (I.ve II. Görüntü), caput femoris merkezi bir dairenin merkezi olacak şekilde fossa intertrochanterica'nın tabanından medial cortex'e doğru bir çizgi çizilmiştir ve bu çizgi collum femoris'in tabanı varsayılmıştır. Bu çizginin ortasından caput femoris merkezine doğru uzatılan eksen collum femoris eksen olarak tanımlanmıştır (Palierne ve ark 2006).

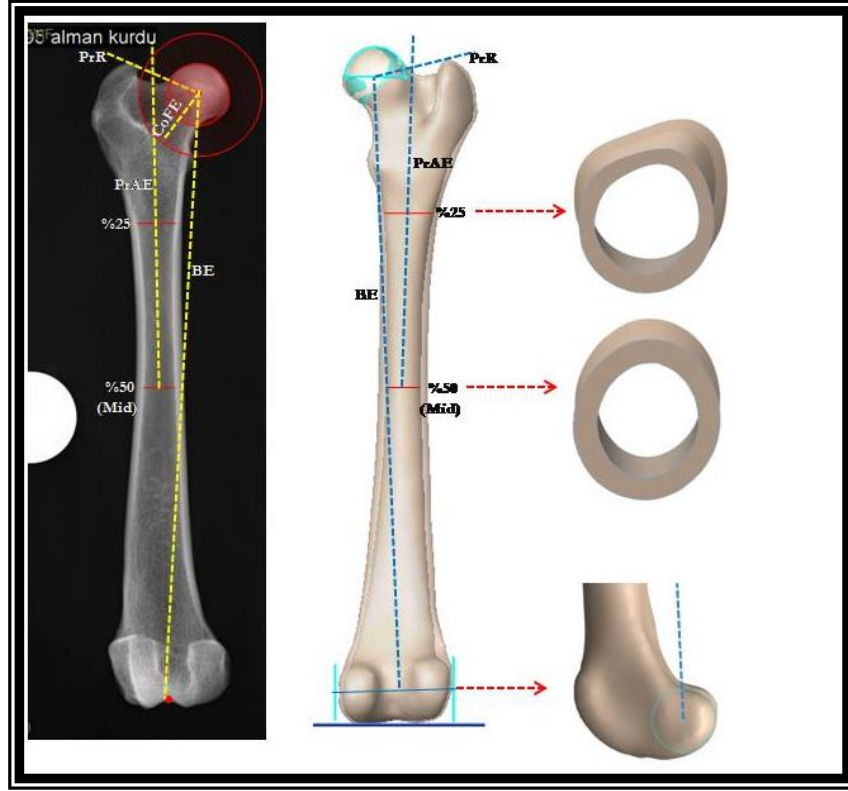
Üç boyutlu modelde ise, model top düzleminde bakılarak caput femoris'in merkezi ile fossa intertrochanterica'nın tabanından geçen bir daire çizilmiştir. Daha sonra fossa trochanterica tabanından trochanter minör'ün üstü seviyesinde cortex'in dışından geçen bir çizgi çizilmiştir. Bu çizgi collum femoris'in tabanı varsayılmıştır. Collum femorisin tabanı cranio-caudal yönde uzatıldıktan sonra, bu çizgi ile kesişen ve caput femorise teğet bir başka çizgi çizilerek cranio-caudal yönde uzatılmıştır. Çizgilerin uzatılması ile birer düzlem şekillenmiştir. Oluşturulan bu iki düzlemi referans kabul ederek caput ve collum femoris bölgesi femur'dan ayrılmıştır. Böylece collum femoris'in tabanının kesit görüntüsü elde edilmiştir. Elde edilen kesit görüntüsünün orta noktası tanımlandıktan sonra bu orta nokta ile caput femoris'in merkezinden geçen bir eksen çizilmiştir. Çizilen bu eksen collum femoris eksen olarak tanımlanmıştır.



Şekil 2.13. Collum femoris ekseninin belirlenmesi aşamaları. **1:** Referans çizgilerin belirlenmesi, **2:** Düzlemlerin atılması, **3:** Kesitin atılması, **4:** Collum femoris tabanının merkezinin belirlenmesi, **5:** Collum femoris ekseninin medio-lateral pozisyonda görünüşü, **6:** Collum femoris ekseninin cranio-caudal pozisyonda görünüşü



Şekil 2.14. Röntgen görüntülerinde eksenlerin belirlenmesi. **PrR:** Proximal referans çizgisi, **CoFE:** Collum femoris eksenini, **PrAE:** Proximal anatomik eksen, **BE:** Biyomekanik eksen



Şekil 2.15. Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinde bazı eksenlerin belirlenmesi. **PrR:** Proximal referans çizgisi, **CoFE:** Collum femoris eksen, **PrAE:** Proximal anatomik eksen, **BE:** Biyomekanik eksen.

2.2.3.1.5. Caput femoris merkezi

İki boyutlu görüntülerde (I.- II. ve III. Görüntü) caput femoris'i sınırlandıracak şekilde çizilen en uygun dairenin orta noktasıdır (Palierne ve ark 2006).

Üç boyutlu modelde caput femoris'i sınırlayan en uygun küre çizilmiş ve bu kürenin merkezi işaretlenmiştir.

2.2.3.1.6. Trochanter minör noktası

İki boyutlu (I. Görüntü) ve üç boyutlu görüntülerde trochanter minör'un medial'de en uç noktası olarak belirlenmiştir (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.1.7. Anterior eğim noktası

İki boyutlu görüntülerde (III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde diaphysis'in caudo-cranial yönde maximum kavıştığı noktadır ve bu noktanın bulunduğu yer kemiğin proximal ucuna göre % değer olarak hesaplanmıştır (Bloebaum ve ark 1993).

2.2.3.1.8. Isthmus bölgesi

İki boyutlu görüntülerde (I. ve III. Görüntü) cavum medullare'nin en dar olduğu bölge isthmus seviyesi olarak belirlenmiştir (Palierne ve ark 2006).

Üç boyutlu modelde yaklaşık belirlenen isthmus bölgesinde kemik uzunluğunun %1'i kadar aralıklarla birbirine paralel 10 tane düzlem yerleştirilmiş ve bu düzlemlerde medulla'nın kesit yüzeyinin alanları hesaplanmış ve bu alanlara göre isthmus, proximal isthmus ve distal isthmus bölgeleri tanımlanmıştır.

2.2.3.2. Uzunluk ölçümleri

2.2.3.2.1. Anatomik uzunluk (AU)

İki boyutlu görüntülerde (I. ve III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) caput femoris'in proximal uç noktası ile condylus lateralis'in distal uç noktaları arası mesafedir (Şekil 2.16, Şekil 2.17) (Bloebaum ve ark 1993, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.2. Biyomekanik uzunluk (BU)

İki boyutlu görüntülerde (I. ve III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) mekanik eksenin başlangıç ve son noktaları arasındaki mesafedir (Şekil 2.16, Şekil 2.17) (Bloebaum ve ark 1993).

2.2.3.2.3. Intertrochanterik aralık (ItA)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane), trochanter minor noktası ile trochanter major'un proximal uç noktası arasındaki mesafe proximal longitudinal eksene paralel olarak ölçülmüştür (Şekil 2.16, Şekil 2.17) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.4. Caput femoris'in pozisyonu (CaFP)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane), trochanter minor noktası ve caput femoris merkezi arasındaki mesafe proximal longitudinal eksene paralel olarak ölçülmüştür (Şekil 2.16, Şekil 2.17) (Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.5. Caput femoris mesafesi (Medio-lateral) (Head Offset_{M-L}) (CaFM_{ML})

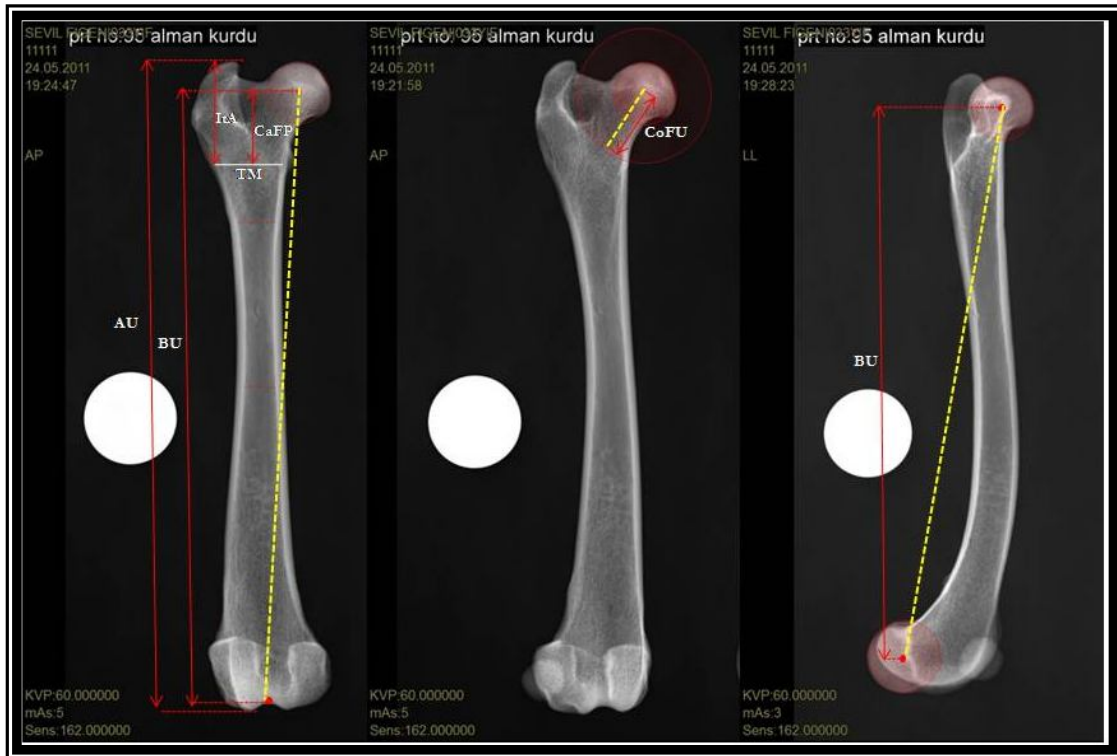
İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) caput femoris'in merkezinden proximal longitudinal eksene dik olarak alınan ölçümdür (Şekil 2.18, Şekil 2.19) (Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.6. Caput femoris mesafesi (Cranio-caudal) (Head Offset_{Cr-Ca}) (CaFM_{CrCa})

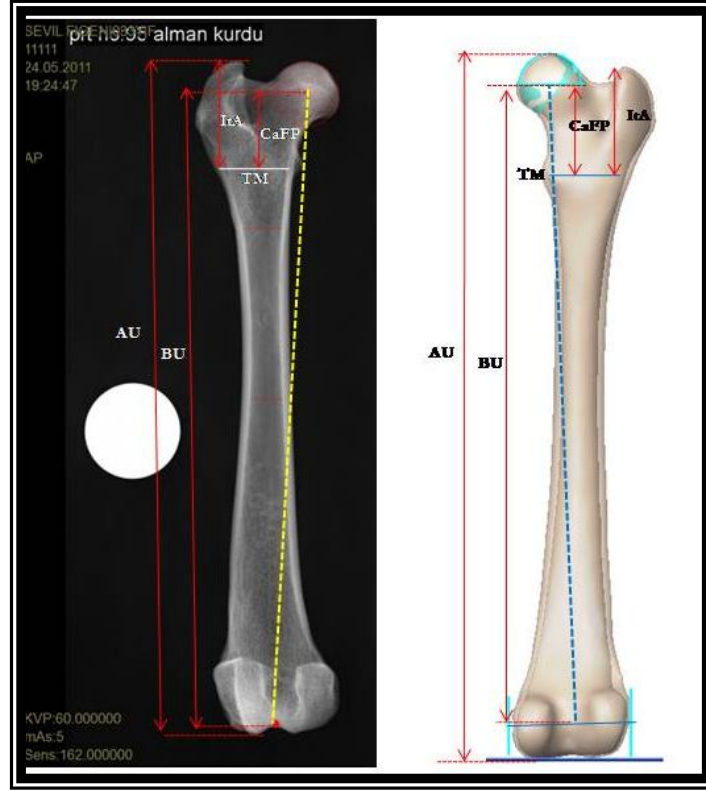
İki boyutlu görüntülerde (III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (right plane) caput femoris'in merkezinden proximal longitudinal eksene dik olarak alınan ölçümdür (Şekil 2.19) (Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.7. Collum femorisin uzunluğu (CoFU)

İki boyutlu görüntülerde (II. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) collum femoris ekseninin caput femorisin merkezi ile collum femoris tabanı arasındaki mesafesi ölçülmüştür (Şekil 2.16, Şekil 2.17) (Palierne ve ark 2006).



Şekil 2.16. Röntgen görüntülerinde bazı uzunluk ölçümleri. AU: Anatomik uzunluk, BU: Biyomekanik uzunluk, ItA: Intertrochanterik aralık, CaFP: Caput femoris pozisyonu, CoFU: Collum femoris uzunluğu, TM: Trochanter minor seviyesi.



Şekil 2.17. Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinde bazı uzunluk ölçümleri. **AU:** Anatomik uzunluk, **BU:** Biyomekanik uzunluk, **ItA:** Intertrochanterik aralık, **CaFP:** Caput femoris pozisyonu, **CoFU:** Collum femoris uzunluğu, **TM:** Trochanter minor seviyesi.

2.2.3.2.8. Isthmus mesafesi (IstM)

İki boyutlu görüntülerde (I.Görüntü) ve üç boyutlu modellerde isthmus seviyesi ile trochanter minor noktası arasındaki mesafe ölçülmüştür (Şekil 2.18) (Noble ve ark 1988).

2.2.3.2.9. Proximal isthmus mesafesi (PIstM)

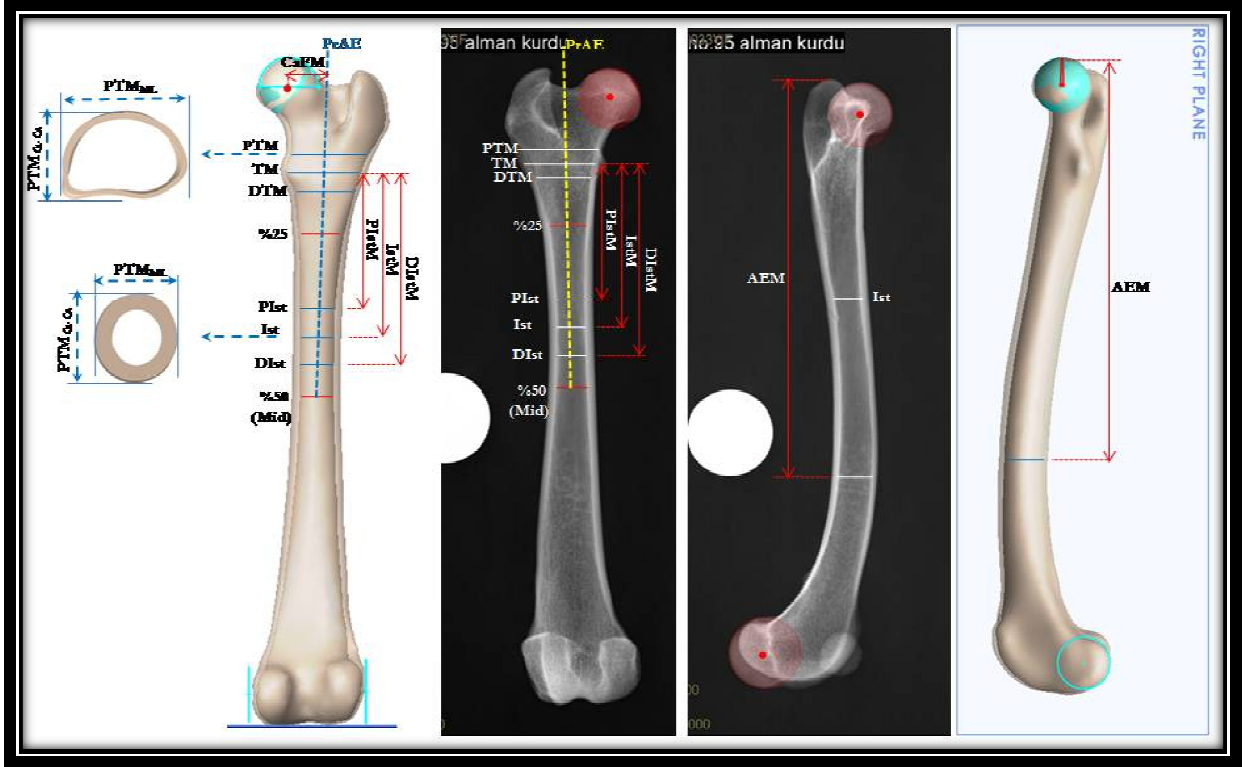
İki boyutlu görüntülerde (I.Görüntü) ve üç boyutlu modellerde proximal isthmus seviyesi ile trochanter minor noktası arasındaki mesafe ölçülmüştür (Şekil 2.18) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.10. Distal isthmus mesafesi (DIstM)

İki boyutlu görüntülerde (I.Görüntü) ve üç boyutlu modellerde distal isthmus seviyesi ile trochanter minor noktası arasındaki mesafe ölçülmüştür (Şekil 2.18) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.2.11. Anterior eğim mesafesi (AEM)

İki boyutlu görüntülerde (III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde belirlenen anterior eğim noktasının kemiğin proximal en uç noktasına olan mesafesi ölçülmüştür (Şekil 2.18) (Bloebaum ve ark 1993).



Şekil 2.18. Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modelinde bazı uzunluk ve çap ölçümleri. **PrAE:** Proximal anatomik eksen, **CaFM:** Caput femoris mesafesi, **PTM:** Proximal trochanter minor seviyesi **TM:** Trochanter minor seviyesi, **DTM:** Distal trochanter minor seviyesi, **PIstM:** Proximal isthmus mesafesi, **IstM:** Isthmus mesafesi, **DIstM:** Distal isthmus mesafesi, **AE:** Anterior eğim mesafesi.

2.2.3.3. Çap ölçümleri

2.2.3.3.1. Caput femoris çapı (CaFÇ) (Medio-lateral ve cranio-caudal)

İki boyutlu görüntülerde (II. ve III. Görüntü) caput femoris'e çizilen en uygun dairenin çapıdır (Palierne ve ark 2006). Üç boyutlu modelde caput merkezini belirlerken kullanılan kürenin çapıdır.

2.2.3.3.2. Collum femoris çapı (CoFÇ) (Medio-lateral ve cranio-caudal)

İki boyutlu görüntülerde (II. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (medio-lateral ve cranio-caudal yönde) collum femoris eksenine dikey intracortikal çapıdır.

2.2.3.3.3. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde intracortikal çap (PTMIntÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör'ün proximal'inde intracortikal çap ölçümüdür (Palierne ve ark 2006)

2.2.3.3.4. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde extracortikal çap (PTMExtÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör proximal'inde extracortikal çap ölçümüdür.

2.2.3.3.5. Trochanter minör seviyesinde intracortikal çap (TMIntÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör seviyesinde intracortikal çap ölçümüdür (Palierne ve ark 2006)

2.2.3.3.6. Trochanter minör seviyesinde extracortikal çap (TMExtÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör seviyesinde extracortikal çap ölçümüdür.

2.2.3.3.7. Trochanter minör'ün distal'i seviyesinde intracortikal çap (DTMIntÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör'ün distal'inde intracortikal çap ölçümüdür (Palierne ve ark 2006)

2.2.3.3.8. Trochanter minör'ün distal'i seviyesinde extracortikal çap (DTMExtÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) trochanter minör'ün distal'inde extracortikal çap ölçümüdür.

2.2.3.3.9. Isthmus seviyesinde intracortical çap (IstIntÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I.-III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) isthmus bölgesinde intracortical çap ölçümüdür (Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.3.10. Isthmus seviyesinde extracortical çapı (IstExtÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I.-III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) isthmus bölgesinde extracortical çap ölçümüdür (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.3.11. Mid-diaphysis (midshaft) seviyesinde intracortical çap (MidIntÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I.-III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) kemiğin ortası seviyesinde intracortical çap ölçümüdür (Noble ve ark 2003a).

2.2.3.3.12. Mid- diaphysis (midshaft) seviyesinde extracortical çap (MidExtÇ) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I.-III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde kemiğin ortası seviyesinde cranio-caudal ve medio-lateral extracortical çap ölçümüdür.

2.2.3.3.13. Anterior eğim seviyesinde intracortical çap (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) anterior eğim noktasının olduğu yerde intracortical çap ölçümüdür.

2.2.3.3.14. Anterior eğim seviyesinde extracortical çap (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (cranio-caudal ve medio-lateral) anterior eğim noktasının olduğu yerde extracortical çap ölçümüdür.

2.2.3.3.15. Caput femoris yüzey alanı (CaFA)

Üç boyutlu kemik modellerinde SolidWorks Programında seçilen caput femoris yüzeyin alanı otomatik olarak elde edilmiştir.

2.2.3.3.16. Caput femoris hacmi (CaFH)

Üç boyutlu kemik modellerinde SolidWorks Programında caput femoris ayrıldıktan sonra parçanın hacmi otomatik olarak elde edilmiştir.

2.2.3.4. Açı ölçümleri

2.2.3.4.1. Anteversion açısı (AVA)

İki boyutlu görüntülerde (I. ve III. Görüntüde) cranio-caudal caput femoris mesafesinin, medio-lateral caput femoris mesafesi'ne arctanjant değeridir (Çizelge 2.2b) (Palierne ve ark 2006).

Üç boyutlu modelde (front plane), collum femoris eksenini ve condylus femoris'lerin posterior uç noktasına teğet geçirilen çizgi arasındaki açı ölçülmüştür (Şekil 2.19) (Noble ve ark 2003a).

2.2.3.4.2. İnklinasyon açısı (Cervico-diaphyseal açı) (IA)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) collum femoris'in eksenini ile proximal longitudinal eksen arasındaki medial iç açı ölçülmüştür (Şekil 2.19) (Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006).

2.2.3.4.3. Mekanik proximal femoral eklem açısı (MPA)

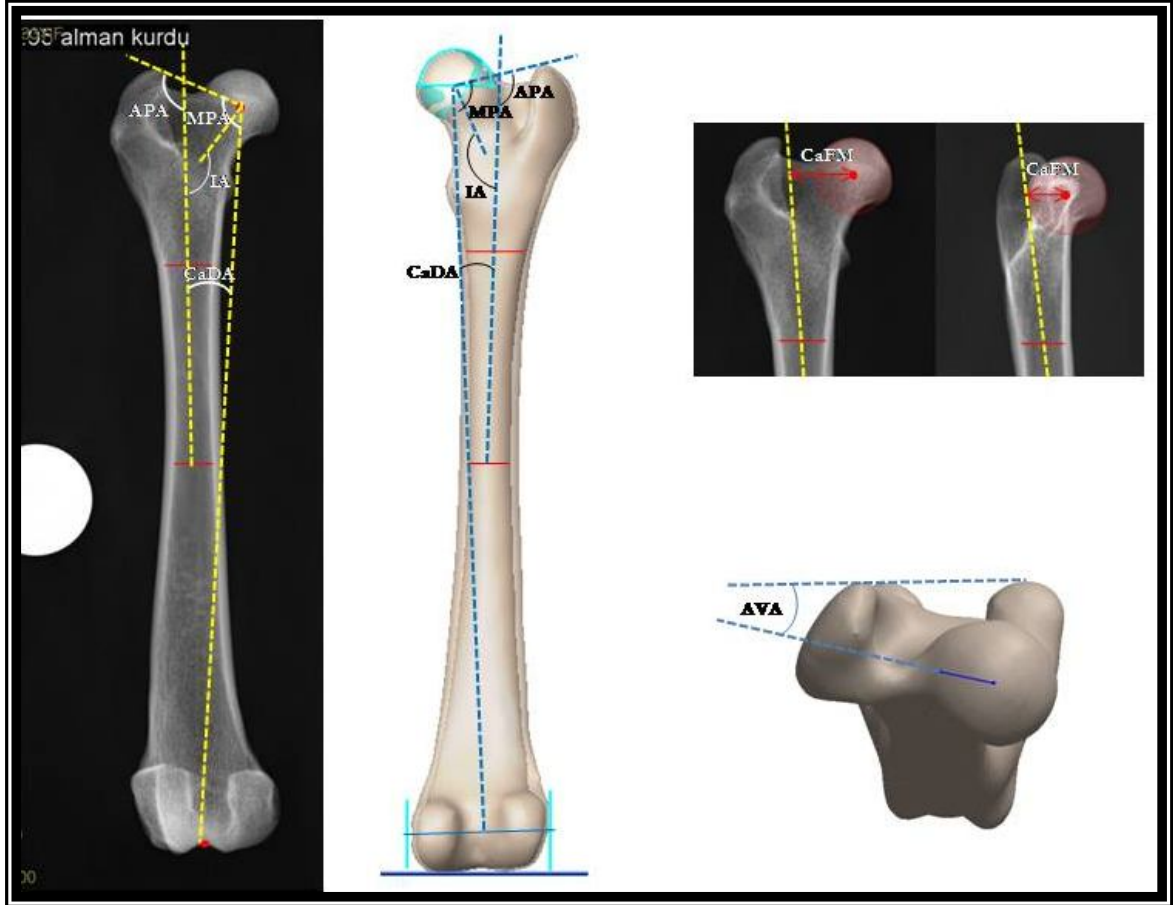
İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) mekanik eksen ile proximal referans çizgisi arasında lateral'deki açı ölçülmüştür (Şekil 2.19) (Tomlinson ve ark 2007).

2.2.3.4.4. Anatomik proximal femoral eklem açısı (APA)

İki boyutlu görüntülerde (I. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane) proximal longitudinal eksen ile proksimal referans çizgisi arasında lateral'deki açı ölçülmüştür (Şekil 2.19) (Tomlinson ve ark 2007).

2.2.3.4.5. Caput-diaphysis (hip center-shaft) açısı (CaDA) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

İki boyutlu görüntülerde (I. ve III. Görüntü) ve üç boyutlu modelde (Top plane ve right plane); proximal longitudinal eksen ile mekanik eksen arasındaki açı ölçülmüştür (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Röntgen görüntüleri ve üç boyutlu kemik modeli üzerinden açı ölçümleri. APA: Anatomik proximal femoral proximal açı, MPA: Mekanik proximal femoral ekleme açısı, IA: İnklınasyon açısı, CaDA: Caput-Diaphysis açısı, AVA: Anteversion açısı, CaFM: Caput femoris mesafesi.

2.2.3.5. Hesaplanan İndeksler

2.2.3.5.1. Isthmus bölgesinde cortico-medullar indeks (IstCMindex) (Medio-lateral ve cranio- caudal)

Isthmus seviyesinde, cortex kalınlığının extracortical çapa oranı olarak hesaplanmıştır (Çizelge 2.2c) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.5.2. Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde cortico-medullar indeks (PTMCMindex) (Medio -lateral ve cranio- caudal)

Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde, cortex kalınlığının extracortical çapa oranı olarak hesaplanmıştır (Çizelge 2.2c).

2.2.3.5.3. Canal flare indeks (CFindex)(Medio -lateral ve cranio- caudal)

Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde intracortikal çapın, isthmus seviyesinde intracortikal çapa oranı olarak hesaplanmıştır (Çizelge 2.2c) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.5.4. Metaphysial canal flare indeks (MCFindex)(Medio -lateral ve cranio- caudal)

Trochanter minör'ün proximal'i seviyesinde intracortikal çapın, distal'i seviyesinde intracortikal çapa oranı olarak hesaplanmıştır (Çizelge 2.2c) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.5.5. Proximal isthmus pozisyon indeksi (PIPindex)

Proximal isthmus seviyesinin kemiğin proximal uç noktasına olan mesafesinin anatomik uzunluğa oranıdır (Çizelge 2.2c) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.5.6. Distal isthmus pozisyon indeksi (DIPindex)

Distal isthmus mesafesinin kemiğin proximal uç noktasına olan mesafesinin anatomik uzunluğa oranıdır (Çizelge 2.2c) (Palierne ve ark 2006).

2.2.3.5.7. Anterior eğim mesafesi oranı (%) (%AE)

Anterior eğim mesafesinin biyomekanik uzunluğa oranıdır (Çizelge 2.2c) (Bloebaum ve ark 1993).

Çizelge 2.2.a. Morfometrik parametrelerin kısaltmaları I.

		KISALTMALAR
EKSENLER	Proximal Anatomik Eksen (Medullar eksen)	PrAE
	Biyomekanik Eksen	BE
	Collum Femoris Ekseni	CoFE
	Proximal Referans Çizgisi	PrR
UZUNLUK ÖLÇÜMLERİ	Anatomik Uzunluk	AU
	Biyomekanik Uzunluk	BU
	Intertrochanteric Aralık	ItA
	Caput Femoris Pozisyonu	CaFP
	Caput Femoris Mesafesi (Medio-lateral) (Head offset _{ML})	CaFM _{ML}
	Caput Femoris Mesafesi (Cranio-caudal) (Head offset _{CrCa})	CaFM _{CrCa}
	Collum Femoris Uzunluğu	CoFU
	Isthmus Mesafesi	IstM
	Proximal Isthmus Mesafesi	PIstM
	Distal Isthmus Mesafesi	DIstM
	Anterior Eğim Mesafesi	AEM
	ÇAP ÖLÇÜMLERİ	Caput Femoris'in Çapı (Medio-lateral)
Caput Femoris'in Çapı (Cranio-caudal)		CaFÇ _{CrCa}
Collum Femoris Çapı (Medio-lateral)		CoFÇ _{ML}
Collum Femoris Çapı (Cranio-caudal)		CoFÇ _{CrCa}
Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		PTMIntÇ _{ML}
Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		PTMIntÇ _{CrCa}
Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		PTMExtÇ _{ML}
Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		PTMExtÇ _{CrCa}
Trochanter Minör Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		TMIntÇ _{ML}
Trochanter Minör Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		TMIntÇ _{CrCa}
Trochanter Minör Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		TMExtÇ _{ML}
Trochanter Minör Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		TMExtÇ _{CrCa}
Trochanter Minör'ün Distal'i Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		DTMIntÇ _{ML}
Trochanter Minör'ün Distal'i Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		DTMIntÇ _{CrCa}
Trochanter Minör'ün Distal'i Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		DTMExtÇ _{ML}
Trochanter Minör'ün Distal'i Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		DTMExtÇ _{CrCa}
Isthmus Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		IstIntÇ _{ML}
Isthmus Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		IstIntÇ _{CrCa}
Isthmus Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		IstExtÇ _{ML}
Isthmus Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		IstExtÇ _{CrCa}
Mid-Diaphysis Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		MidIntÇ _{ML}
Mid-Diaphysis Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		MidIntÇ _{CrCa}
Mid-Diaphysis Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		MidExtÇ _{ML}
Mid-Diaphysis Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		MidExtÇ _{CrCa}
Anterior Eğim Seviyesinde Intracortical Çap (Medio-lateral)		AEIntÇ _{ML}
Anterior Eğim Seviyesinde Intracortical Çap (Cranio-caudal)		AEIntÇ _{CrCa}
Anterior Eğim Seviyesinde Extracortical Çap (Medio-lateral)		AEExtÇ _{ML}
Anterior Eğim Seviyesinde Extracortical Çap (Cranio-caudal)		AEExtÇ _{CrCa}

Çizelge 2.2.b. Morfometrik parametrelerin kısaltmaları II.

		KISALTMALAR
AÇISAL ÖLÇÜMLER	Anteversion Açısı	AVA
	İnklinasyon Açısı (Cervico-diaphyseal açı)	IA
	Mekanik-Proximal Femoral Eklem Açısı	MPA
	Anatomik-Proximal Femoral Eklem Açısı	APA
	Caput-diaphysis (Hip center-Shaft) Açısı (Medio-lateral)	CaDA _{ML}
	Caput-diaphysis (Hip center-Shaft) Açısı (Cranio-caudal)	CaDA _{CrCa}

Çizelge 2.2.c. Hesaplanan parametrelerin formül ve kısaltmaları.

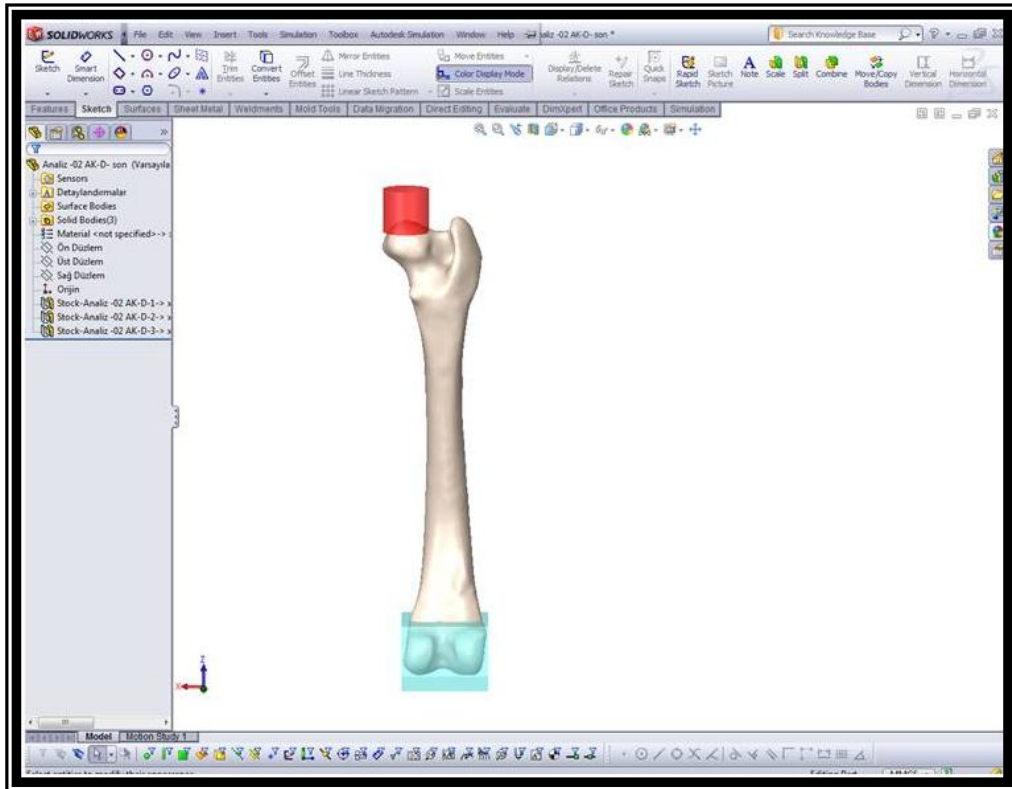
		KISALTMALAR ve FORMÜLLER
	Anteversion Açısı	$AVA = \text{Arctan} (CaFM_{CrCa} / CaFM_{ML})$
	Isthmus Bölgesinde Cortico-Medullar İndeks (Medio-lateral)	$IstCMindex_{ML} = (IstExt\check{C}_{ML} - IstInt\check{C}_{ML}) / IstExt\check{C}_{ML}$
	Isthmus Bölgesinde Cortico-Medullar İndeks (Cranio-caudal)	$IstCMindex_{CrCa} = (IstExt\check{C}_{CrCa} - IstInt\check{C}_{CrCa}) / IstExt\check{C}_{CrCa}$
İNDEKSLER VE HESAPLAMALAR	Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Cortico-Medullar İndeks (Medio-lateral)	$PTMCMindex_{ML} = (PTMExt\check{C}_{ML} - PTMInt\check{C}_{ML}) / PTMExt\check{C}_{ML}$
	Trochanter Minör'ün Proximal'i Seviyesinde Cortico-Medullar İndeks (Cranio-caudal)	$PTMCMindex_{CrCa} = (PTMExt\check{C}_{CrCa} - PTMInt\check{C}_{CrCa}) / PTMExt\check{C}_{CrCa}$
	Canal Flare İndeks (Medio-lateral)	$CFindex_{ML} = PTMInt\check{C}_{ML} / IstInt\check{C}_{ML}$
	Canal Flare İndeks (Cranio-caudal)	$CFindex_{CrCa} = PTMInt\check{C}_{CrCa} / IstInt\check{C}_{CrCa}$
	Metaphysial Canal Flare İndeks (Medio-lateral)	$MCFindex_{ML} = PTMInt\check{C}_{ML} / DTMInt\check{C}_{ML}$
	Metaphysial Canal Flare İndeks (Cranio-caudal)	$MCFindex_{CrCa} = PTMInt\check{C}_{CrCa} / DTMInt\check{C}_{CrCa}$
	Proximal Isthmus Pozisyon İndeksi	$PIPindex = [(ItA + PIstM) / AU] * 100$
	Distal Isthmus Pozisyon İndeksi	$DIPindex = [(ItA + DIstM) / AU] * 100$
	Anterior Eğim Mesafesi Oranı (%)	$\%AE = (AEM / BU) * 100$
	Caput Femoris Yüzey Alanı	CaFA
Caput Femoris Hacmi	CaH	

2.2.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Biyomekanik Simülasyon

Çalışmada son olarak kemiğe normal biyomekanik test ile basma yükü uygulanması prosedürünün bilgisayar simülasyonu yapılmıştır. Bu amaçla sadece sağ taraf femur'ları kullanılmıştır. Modelin montajlanarak test için hazırlanması SolidWorks programında, sonlu elemanlar analizi ise Autodesk Simulation Multiphysics programında yapılmıştır.

2.2.4.1. Analiz için düzeneğin hazırlanması

SolidWorks programında kemik üzerinde yapılabilecek normal bir mekanik testin simülasyonu için başlangıçta proximalde yükün uygulanacağı yük hücresi ve femur'un distal kısmının gömüldüğü kemik çimentosundan distal kalıp tanımlanmıştır. Yük hücresi, caput femoris'in çapı genişliğinde ve $\frac{1}{4}$ çap yüksekliği kadar kemiği içine alan ve 20 mm yüksekliğinde tasarlanmıştır. Distal kalıp, condylus femoris'leri içine alacak şekilde kemik geometrisine göre standart olarak tasarlanmıştır (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. SolidWorks programında hazırlanan mekanik test düzeneği

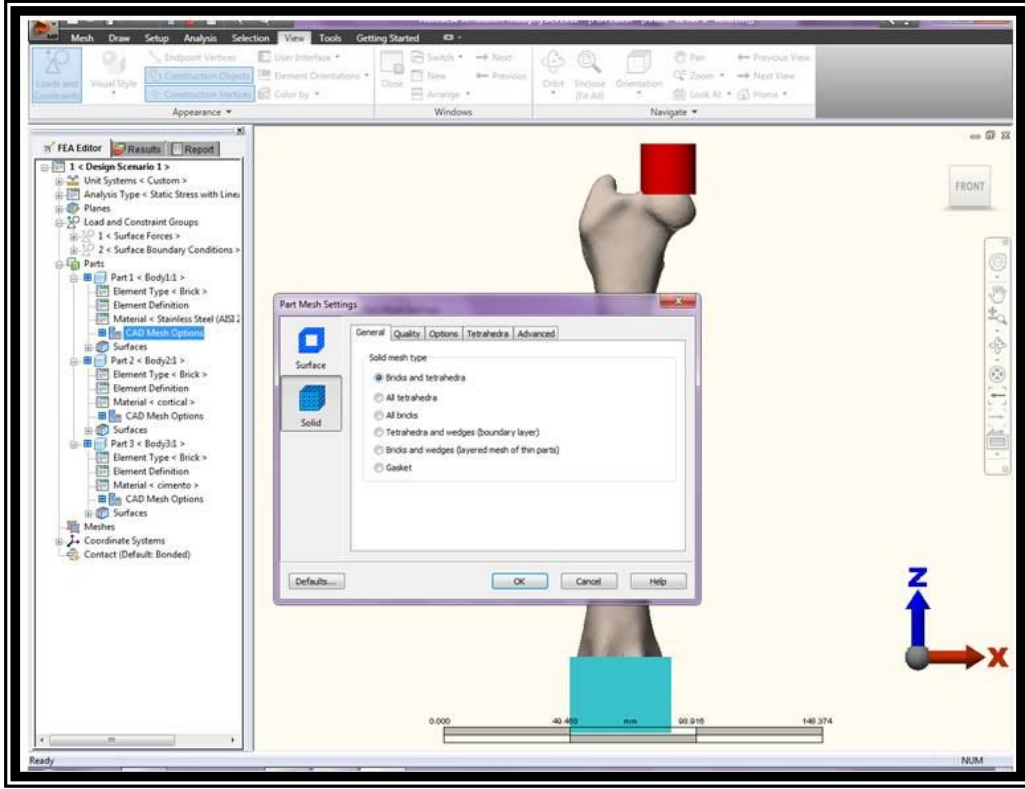
Analiz düzeneği kurulduktan sonra dosyalar “.STEP A214” dosyası olarak kaydedilmiş ve SolidWorks programına entegre çalışan Autodesk Simulation Multiphysics (Autodesk Inc. USA) programına aktarılmıştır.

2.2.4.2. Analiz

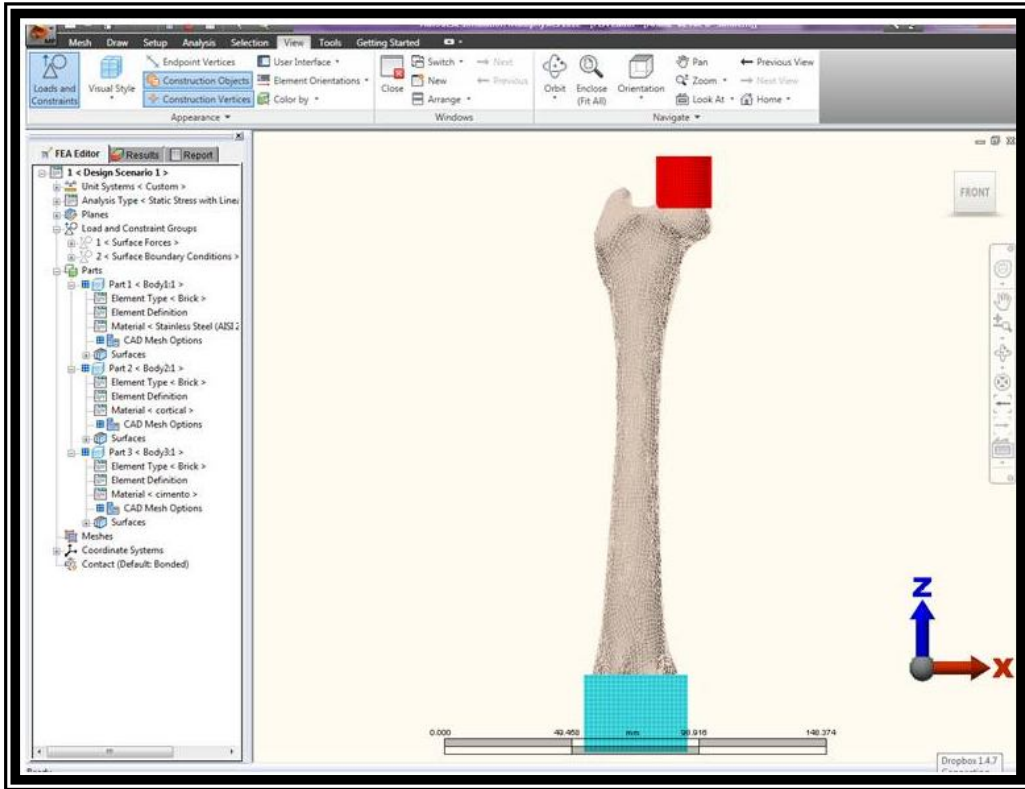
Autodesk Simulation Multiphysics programında analiz için aşağıdaki işlemler sırasıyla yapılmıştır. Analiz tipi olarak eklem hareketleri göz önüne alınmadan sadece femur’da çalışılacağından dolayı durağan cisimler için kabul edilen analiz tipi olan linear-statik analiz seçilmiştir.

Analizi yapılacak kemiğin karmaşık geometrisine uygun element yapısı başlangıçta 20 noktalı “brick” olarak kabul edilmiştir. Materyal özelliği olarak, kemiğin tamamı linear elastik ve isotropik olarak kabul edilmiştir. Kemiğe ait elastik modulus (E) ve Poisson oranı (ν) değerleri Shahar ve ark (2003)’e göre seçilmiştir. Cortikal kemik için elastik modulus değeri 15 GPa, Poisson oranı ise 0,3 olarak kabul edilmiştir. Yük hücresi paslanmaz çelik (Stainless steel A202) olarak ve programın materyal kütüphanesinde kayıtlı olan malzeme özelliklerinden seçilmiştir. Distal kalıp için kemik çimentosunun malzeme özellikleri Ghosh ve ark (2006)’ a göre Elastik modulus değeri (E_{cement}) 2,173 GPa, Poisson oranı (ν_{cement}) 0,25 olarak kullanılmıştır.

Analiz için ağ yapısı, 3D modeller için kullanılan Solid mesh tipi seçilmiş ve bu solid mesh tipinde kemiğin geometrisine uygun mesh yapabilmesi için bricks ve tetrahedral geometri seçilmiştir (Şekil 2.21A). Tüm bu işlemlerden sonra 3D mesh oluşturma komutu ile tüm modelde mesh işlemi yapılmıştır. Sonuçta Alman çoban köpeği femur’ları için ortalama 49906 düğüm noktası ve ortalama 97715 element olacak şekilde, Kangal köpeği femur’ları için ortalama 50019 düğüm noktası ve ortalama 94754 element olacak şekilde mesh oluşturulmuştur (Şekil 2.21B).



A



B

Şekil 2.21. Autodesk Simulation Multiphysics programında ağ (mesh) özelliklerin tanımlanması (A), mesh yapılmış analiz düzeneği (B).

Bir sonraki aşamada analiz düzeneğinin sınır şartları ve yüklenme özellikleri tanımlanmıştır. Kemik üzerinde bulunan yük hücresinin proximal yüzeyi seçilerek bu

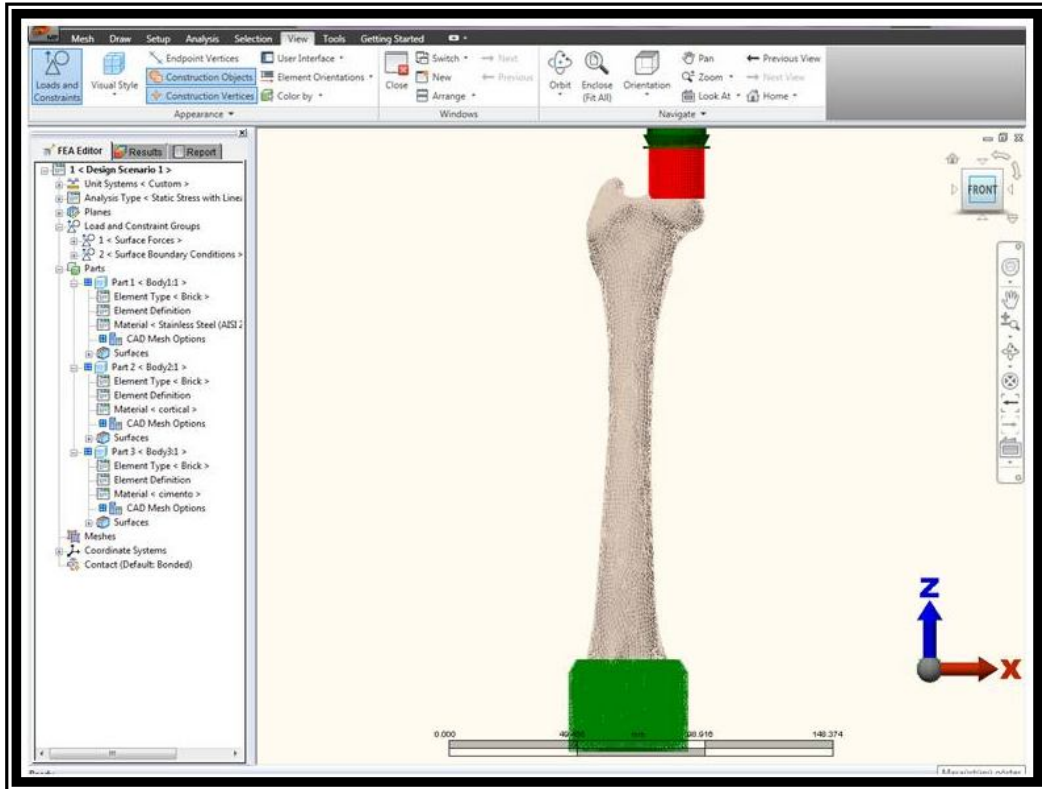
bölgeye yük uygulanmıştır. Simulasyonda hayvanın canlı ağırlığına göre kalça eklemi reaksiyon kuvvetinin uygulanması amaçlanmıştır. Ancak çalışmada tüm hayvanların canlı ağırlık kayıtları olmadığından, ağırlık her hayvan için femur'ların mid-diaphysis'inde çevre ölçümüne göre tahmini olarak aşağıdaki formülle hesaplanmıştır (Onar 2005).

$$CA(\text{kg})= 10^{[2,88 \times \log (\text{femur'un orta noktasının çevresi, mm})]-3,4}$$

Bu canlı ağırlık değerleri kullanılarak her hayvan için kalça eklemi reaksiyon kuvveti aşağıdaki formülle belirlenmiş ve simülasyonda proximalden bu yük değeri uygulanmıştır (Şekil 2.22) (Page ve ark 1993).

$$F (\text{N}) = CA \times 9.81 \times 0.8$$

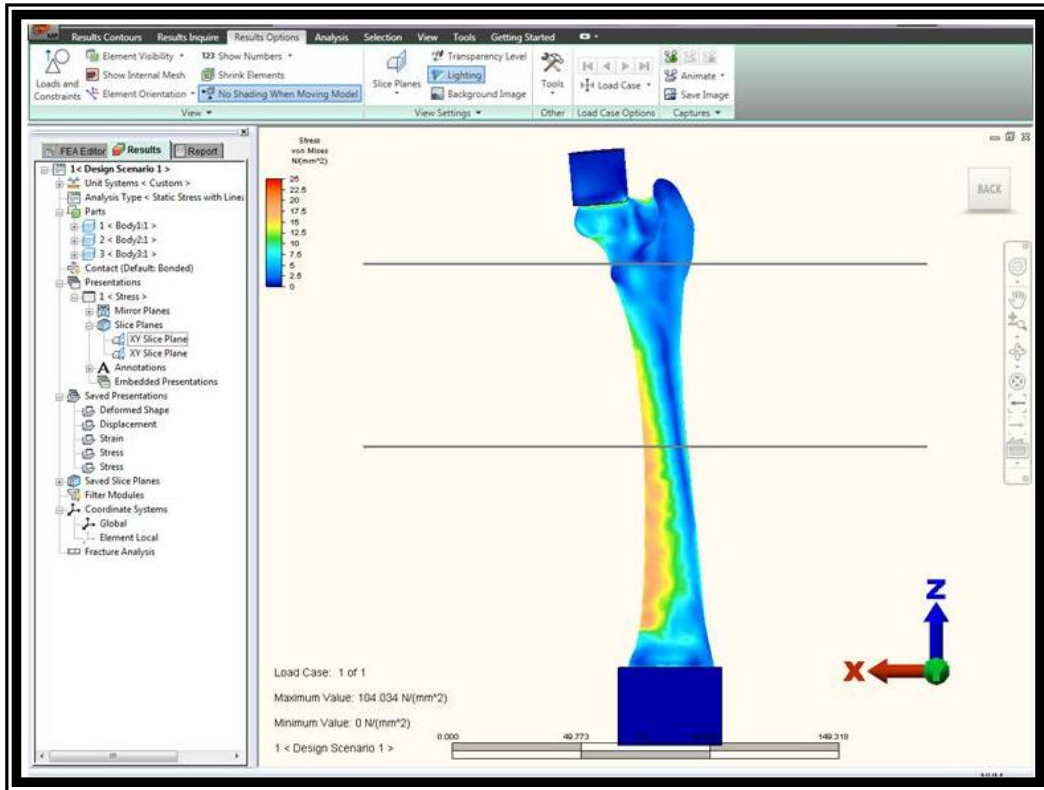
Kemiklerin distalinde ise distal kalıbın tüm yüzleri seçilerek kemik her yönde sabitlenmiştir.



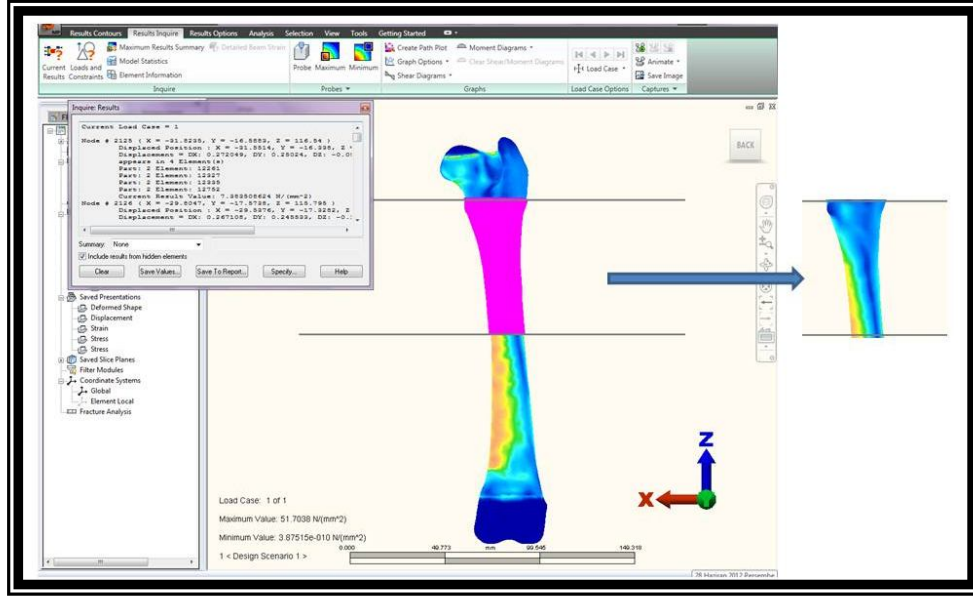
Şekil 2.22. Autodesk Simulation Multiphysics programında sınır şartlarının belirlenmesi ve yükün uygulanması

Yukarıda belirtilen tüm tanımlama işlemleri yapıldıktan sonra biyomekanik analiz otomatik olarak (run simulation) yaptırılmıştır.

Analiz sonucunda kemiğin tamamı üzerindeki stress dağılımı ortaya çıkmıştır (Şekil 2.23). Ancak çalışmada protezin sap kısmının yerleşeceği proximal femur bölgesi hedeflendiğinden, trochanter minor'un üst sınırı ve kemiğin ortası (mid-diaphysis) arasındaki bölge işaretlenerek bu bölgede Von Mises Gerilmesi (σ_E), Maximum ve Minimum Asal Gerilme (σ_{zz}) değerleri ve yerleri (düğüm noktası) belirlenmiştir (Şekil 2.24). Ayrıca bu gerilmelerin tespit edildiği düğüm noktalarının femur'un proximal ucuna olan mesafelerinin oranı % olarak hesaplanmıştır.



Şekil 2.23. Autodesk Simulation Multiphysics programında analiz sonrası gerilme dağılımı.



Şekil 2.24. Autodesk Simulation Multiphysics programında proximal femur gerilmelerin değerlendirilmesi.

2.2.5. İstatistiksel Yöntemler

Çalışmada istatistiksel analizler SPSS 19.0 programında yapılmıştır. Verilerin normal dağılımı “*Shapiro-Wilk testi*” ile kontrol edilmiştir. Sağ ve sol taraftan alınan ölçümler bağımlı değişkenler için “*Paired T-test*” ile karşılaştırılmış ve nonparametrik dağılım gösterenler “*Wilcoxon test*” ile kontrol edilmiştir. Sağ ve sol taraftan elde edilen değerler arasında istatistiksel farklılık olmadığından bu değerlerin ortalamaları hesaplanmış ve gruplar arası karşılaştırmalar için kullanılmıştır. Her iki ırka ait ölçümler arasındaki farklılık bağımsız iki örnek testi olan “*Student T-test*” ile değerlendirilmiştir ve nonparametrik dağılım gösterenler “*Mann-Whitney U- test*” ile kontrol edilmiştir. Aynı kemiklerde iki ve üç boyutlu ölçümlerin arasındaki istatistiksel farklılıklar bağımlı iki örnek testi olan “*Paired T-test*” ile karşılaştırılmış ve “*Wilcoxon test*” ile kontrol edilmiştir. Çalışmada önemlilik seviyesi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir. Çalışmada elde edilen verilerin ortalama değerleri (\bar{x}), standart sapmaları (S), minimum ve maximum değerleri çizelgelerde sunulmuştur.

Ölçüm yönteminin geçerlilik ve güvenilirliğinin kontrolü için tesadüfi seçilen aynı kemiğin tüm ölçümleri beş defa tekrarlanmıştır. Ayrıca görüntü elde etme yönteminin geçerlilik ve güvenilirliğinin kontrolü için tesadüfi seçilen bir kemikten beş ayrı görüntü elde edilerek ölçümler tekrarlanmıştır. Bu ölçümlerden varyasyon kat sayısı (%CV), “(standart sapma / ortalama değer) x 100” formülü kullanılarak hesaplanmıştır (Özdamar 2004).

3. BULGULAR

3.1. Yöntemin güvenilirliği

Çalışmada ölçümlere başlamadan önce, ölçüm yöntemi ve görüntü elde etme yöntemine ilişkin hesaplanan varyasyon kat sayıları %5'in altındaydı. İki boyutlu röntgen görüntülerinde; ölçüm metodunun güvenilirliğine ilişkin en yüksek varyasyon kat sayısı anterior eğim mesafesi (AEM) ölçümünde (%4.49) en düşük varyasyon kat sayısı biyomekanik uzunluk (BU) ölçümünde (%0.05) olarak hesaplandı. Ölçüm için görüntünün elde edilmesi yönteminin güvenilirliğine ilişkin en yüksek varyasyon kat sayısı caput femoris mesafesi (CaFM) ölçümünde (%4.77) en düşük varyasyon kat sayısı inklinasyon açısının (IA) ölçümünde (%0.42) hesaplandı (Çizelge 3.1).

Üç boyutlu kemik modellerinde; ölçüm metodunun güvenilirliğine ilişkin en yüksek varyasyon kat sayısı caput-diaphysis açısında (CaDA_{CrCa}) (%3.74) en düşük varyasyon kat sayısı anatomik uzunluk (AU) ölçümünde (%0.10) olarak hesaplandı. Ölçüm için görüntünün elde edilmesi yönteminin güvenilirliğine ilişkin en yüksek varyasyon kat sayısı isthmus'un intracortical mediolateral çapı (IstInt_{Ç_{ML}}) ölçümünde (%4.94) en düşük varyasyon kat sayısı biyomekanik uzunluk (BU) ölçümünde (0.10) hesaplandı (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Ölçüm yöntemi ve görüntü elde etme yöntemine ilişkin hesaplanan varyasyon katsayıları (%)

	Üç Boyutlu		İki Boyutlu	
	Kemik Modellerinde (3D)		Röntgen Görüntülerinde (2D)	
	1 Model 5 Ölçüm	5 Model 1 Ölçüm	1 Görüntü 5 Ölçüm	5 Görüntü 1 Ölçüm
AU	0.10	0.23	0.09	1.18
BU	0.26	0.10	0.05	1.23
ItA	0.69	4.24	0.16	2.57
CaFP	2.47	3.29	0.51	1.51
CaFM _{ML}	1.44	1.11	1.93	1.74
CaFM _{CrCa}	0.88	4.44	0.51	4.77
CoFU	3.60	2.57	0.74	1.74
IstM	0.61	4.18	2.10	3.33
PIstM	1.00	2.14	2.13	3.25
DIstM	0.64	1.04	1.15	2.99
AEM	0.66	0.23	4.49	2.42
CaFÇ	0.95	2.98	0.39	1.58
CoFÇ _{ML}	3.14	2.36	1.45	2.82
CoFÇ _{CrCa}	1.87	4.67	0.30	1.32
PTMIntÇ _{ML}	0.54	4.89	1.54	2.24
PTMIntÇ _{CrCa}	0.90	4.65	-	-
PTMExtÇ _{ML}	0.62	2.84	2.01	1.30
PTMExtÇ _{CrCa}	2.26	4.65	-	-
TMIntÇ _{ML}	0.61	1.98	1.55	2.44
TMIntÇ _{CrCa}	3.23	3.76	-	-
TMExtÇ _{ML}	0.46	4.62	1.84	2.32
TMExtÇ _{CrCa}	2.62	1.73	-	-
DTMIntÇ _{ML}	2.64	2.14	1.24	1.93
DTMIntÇ _{CrCa}	2.73	2.94	-	-
DTMExtÇ _{ML}	1.63	1.92	0.85	2.81
DTMExtÇ _{CrCa}	0.58	3.48	-	-
IstIntÇ _{ML}	2.34	4.94	2.60	3.33
IstIntÇ _{CrCa}	2.21	2.35	2.10	1.94
IstExtÇ _{ML}	2.00	3.47	0.21	1.80
IstExtÇ _{CrCa}	0.58	3.99	1.08	3.03
MidIntÇ _{ML}	0.94	3.81	0.50	2.52
MidIntÇ _{CrCa}	1.65	2.31	0.93	2.74
MidExtÇ _{ML}	0.21	2.82	0.12	2.09
MidExtÇ _{CrCa}	0.28	3.67	0.11	1.24
AEIntÇ _{ML}	1.02	4.09	2.51	2.74
AEIntÇ _{CrCa}	1.23	4.17	-	-
AEExtÇ _{ML}	2.61	2.15	2.60	2.55
AEExtÇ _{CrCa}	3.45	2.80	-	-
AVA	1.20	4.36	1.86	4.26
IA	0.64	0.56	0.22	0.42
MPA	0.83	1.00	0.37	0.94
APA	0.79	1.10	0.24	0.88
CaDA _{ML}	1.99	1.96	2.61	2.55
CaDA _{CrCa}	3.74	0.85	1.65	1.51

3.2. Proximal Femur Geometrisinin İki ve Üç boyutlu Ölçüm Yöntemleri Arasındaki Farklılıkları

Çalışmada kullanılan hayvanlara ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerine ait ölçümler Çizelge 3.2-3.3 'de sunulmuştur.

3.2.1. Uzunluk ve çap ölçümlerinin değerlendirilmesi:

AEM ve CaFM_{CR-CA} dışında kemiğin geneline ilişkin anatomik uzunluk ve biyomekanik uzunluk ölçümlerinde röntgen görüntülerinden elde edilen değerlerin daha büyük olduğu dikkati çekmiştir (Çizelge 3.2).

Kemiğin proximalinde collum femoris uzunluğunun röntgen ölçümlerinde daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Bu bölgedeki diğer uzunluk ölçümlerinden trochanter major ve minor arasındaki intertrochanteric aralık, trochanter major'e göre caput femoris'in pozisyonunun her iki yöntemde de benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. Caput femoris'in merkezinin medio-lateral yönde proximal anatomik eksen'e mesafesi yöntemler arası farklılık göstermezken cranio-caudal yönde farklılığın olduğu ve üç boyutlu modelden elde edilen değerlerin daha büyük olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.2).

Proximal isthmus mesafesinin iki yöntemde de benzer yerde tespit edilebildiği, isthmus ve distal isthmus bölgeleri röntgen görüntülerinde daha distalde tespit edilmiştir (p=0.000) (Çizelge 3.2). Bu farklılıkların isthmus bölgesi için hesaplanan indeks değerlerine de yansıdığı dikkati çekmiştir (Çizelge 3.3).

Caput femoris çapları yöntemler arası farklılık göstermektedir (p=0.000) ve röntgen görüntülerinden elde edilen değerlerin daha büyüktür. Caput femoris'in çap değerlerinin aksine collum femoris'in çap değerlerinin yöntemler arası farklılık göstermediği görülmüştür. Trochanter minör bölgesinde, sadece trochanter minör'ün proximal'inde extracortikal çap ve trochanter minör seviyesinde intracortikal çap değerlerinde farklılık görülmüş; diğer çap değerlerinde ise her iki yöntemde de benzer değerler elde edilmiştir. Isthmus seviyesinde kemiklerin kesitlerinde elde edilen çap değerlerinde hem medio-lateral hem de cranio-caudal yönde extracortikal çap değerlerinde yöntemler arası farklılık gözlenmiştir (p=0.000). Ayrıca bu değerlerin uzunluk değerlerinde olduğu gibi röntgen görüntülerinde daha büyük olduğu dikkati çekmiştir. Femur'un ortasında mid-diaphysis bölgesinde kemiğin intracortikal çap değerleri yöntemler arası benzerlik gösterirken

extracortikal çap değerlerinde ölüm yöntemleri arasında farklılık gösterdiği tespit edilmiş (p=0.027, p=0.000) ve röntgen görüntülerinden elde edilen değerlerin daha büyük olduğu grlmştir.

Femur'un diaphysis'inin distal bölgesinde anterior eğim mesafesi röntgen görüntülerinde daha proximalde tespit edilirken, bu bölgedeki intra ve extracortikal çap ölümlerinin de röntgen görüntülerinde daha kk olduğu grlmřtir (p=0.000) (izelge 3.2.)

Çizelge 3.2. Röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen uzunluk ve çap ölçümleri.

	RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ (2D)	ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D)	p	
	(n=21)	(n=21)		
	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)		
UZUNLUK ÖLÇÜMLERİ (mm)	AU	223.67±27.97 (182.26-272.06)	216.07±25.69 (176.21-263.88)	0.005
	BU	209.10±26.55 (169.83-255.05)	196.70±25.40 (158.51-239.01)	0.000
	ItA	33.57±3.73 (26.75-40.88)	33.47±3.54 (27.43-40.91)	0.755
	CaFP	26.18±3.39 (20.29-33.56)	25.82±3.35 (20.00-32.55)	0.060
	CaFM _{ML}	15.23±1.89 (11.82-19.70)	14.97±1.89 (12.02-18.83)	0.114
	CaFM _{CrCa}	8.47±1.80 (4.85-12.03)	9.75±1.83 (5.77-12.13)	0.000
	CoFU	23.51±3.50 (15.46-32.11)	21.82±2.66 (16.44-26.74)	0.000
	IstM	63.06±10.37 (47.24-78.04)	56.68±9.72 (43.07-70.83)	0.000
	PIstM	55.18±10.15 (39.89-70.67)	52.96±9.26 (37.47-68.33)	0.077
	DistM	70.11±10.71 (52.47-88.10)	59.86±10.17 (46.07-74.65)	0.000
	AEM	133.95±20.23 (107.19-177.37)	152.47±19.62 (122.19-186.81)	0.000
	ÇAP ÖLÇÜMLERİ (mm)	CaFÇ _{ML}	23.16±2.90 (18.57-28.19)	20.48±2.80 (16.20-26.03)
CaFÇ _{CrCa}		23.46±3.08 (18.60-29.63)	20.48±2.80 (16.20-26.03)	0.000
CoFÇ _{ML}		20.58±3.89 (14.94-28.70)	19.86±3.30 (14.09-27.31)	0.150
PTMIntÇ _{ML}		26.37±3.94 (19.18-35.27)	26.41±4.47 (18.79-35.23)	0.891
PTMExtÇ _{ML}		31.16±4.53 (22.87-39.93)	29.70±4.35 (22.22-37.81)	0.000
TMIntÇ _{ML}		23.13±3.58 (16.90-30.66)	25.14±4.49 (18.02-33.70)	0.000
TMExtÇ _{ML}		28.30±4.02 (20.34-35.64)	28.34±4.45 (20.88-37.09)	0.943
DTMIntÇ _{ML}		20.96±3.59 (14.40-25.82)	21.65±4.23 (15.01-29.56)	0.059
DTMExtÇ _{ML}		25.05±3.85 (18.12-30.96)	24.82±4.13 (18.14-31.87)	0.386
IstIntÇ _{ML}		10.53±2.04 (7.41-14.56)	10.57±2.30 (7.22-16.37)	0.811
IstIntÇ _{CrCa}		11.28±2.49 (6.71-17.67)	11.32±2.56 (7.04-18.89)	0.878
IstExtÇ _{ML}		16.23±1.72 (13.20-19.91)	15.64±1.90 (12.68-20.19)	0.000
IstExtÇ _{CrCa}		18.34±2.62 (14.12-23.67)	16.37±2.62 (12.37-22.81)	0.000
MidIntÇ _{ML}		11.19±2.1 (8.22-16.53)	11.46±2.68 (8.03-19.53)	0.160
MidIntÇ _{CrCa}		12.27±2.75 (8.46-21.17)	11.97±2.49 (8.06-18.35)	0.092
MidExtÇ _{ML}		16.59±1.90 (13.63-20.94)	16.22±2.24 (13.13-22.93)	0.027
MidExtÇ _{CrCa}		17.54±2.86 (13.20-25.97)	16.72±2.41 (12.73-21.86)	0.000
AEIntÇ _{ML}		13.32±2.26 (9.44-18.37)	16.34±3.36 (11.27-25.93)	0.000
AEExtÇ _{ML}		18.03±2.62 (13.61-23.31)	20.34±2.89 (15.81-28.10)	0.000

3.2.2 Açısal Ölçümlerin ve İndekslerin Değerlendirilmesi:

Açısal ölçüm ve indeks değerleri Çizelge 3.3'de sunulmuştur. Röntgen görüntülerinden iki boyutlu olarak (2D) hesaplanan ve üç boyutlu kemik modellerinden (3D) direkt ölçülen; anteversion açısı bu iki yöntem arasında farklılık (p=0.000) göstermiş

ve röntgen görüntülerinden elde edilen değerlerin yaklaşık iki katı daha büyük olduğu dikkati çekmiştir. Anteversion açısında görülen bu farklılığa karşın, inklinasyon açısında yöntemler arası farklılık görülmemiştir. Diğer açı ölçümlerinde ise küçük farklılıklar görülmüştür. Mekanik ve anatomik-proximal eklem açısı değerleri röntgen görüntülerinden daha yüksek ölçülürken ($p<0.000$), caput-diaphysis açısının üç boyutlu modellerde daha büyük değerlere sahip olduğu görülmüştür ($p<0.05-0.001$) (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3’de sunulan cortiko-medullar indeks ($p=0.017$, $p=0.002$), proximal trochanter minor cortiko-medullar indeks değerlerinde iki yöntem arasında farklılık görüldü ($p=0.002$). Canal flare indeks değerlerinin ise yöntemler arasında farklılık göstermediği tespit edildi.

Çizelge 3.3. Röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden ölçülen açı ölçümleri ve indeks değerleri

		RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ (2D) (n=21)	ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D) (n=21)	p
		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	
AÇILSAL ÖLÇÜMLER (derece)	AVA	29.13±5.67 (18.47-37.85)	15.37±6.47 (3.13-25.66)	0.000
	IA	147.12±3.09 (141.08-153.80)	147.09±3.88 (138.19-153.73)	0.933
	MPA	103.78±5.72 (93.83-114.46)	100.88±4.85 (93.31-110.81)	0.000
	APA	107.83±5.61 (98.09-118.98)	105.68±5.01 (98.36-115.88)	0.000
	CaDA _{ML}	4.07±1.10 (2.23-5.91)	4.63±1.19 (2.57-7.48)	0.001
	CaDA _{CrCa}	13.50±1.36 (11.20-15.91)	13.97±1.25 (11.70-16.59)	0.015
İNDEKS	IstCMindex _{ML}	0.36±0.07 (0.21-0.49)	0.33±0.08 (0.19-0.45)	0.017
	IstCMindex _{CrCa}	0.39±0.09 (0.13-0.58)	0.31±0.07 (0.17-0.43)	0.002
	PTMCMindex _{ML}	0.15±0.04 (0.06-0.24)	0.11±0.03 (0.07-0.17)	0.002
	CFindex _{ML}	2.55±0.36 (1.84-3.47)	2.54±0.34 (1.78-3.02)	0.905
	MCFindex _{ML}	1.27±0.10 (1.10-1.51)	1.23±0.10 (1.08-1.38)	0.142
	PIPindex	39.67±2.24 (33.45-43.44)	40.03±2.25 (35.46-45.27)	0.565
	DIPindex	46.40±2.32 (42.36-52.86)	43.22±2.19 (39.89-47.59)	0.000
	%AE	64.27±6.92 (45.13-78.49)	77.61±3.69 (72.95-89.28)	0.000

3.3. Proximal Femur Geometrisinin Irklar Arasındaki Farklılıkları

3.3.1. Uzunluk ve Çap Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

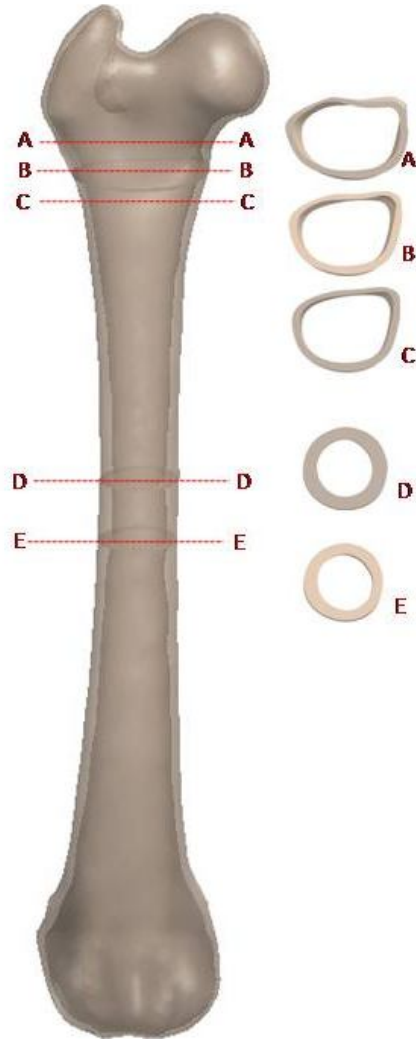
Çizelge 3.4-3.5 de her iki ırka ait röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden alınan femur uzunluk ve çap ölçümlerine ilişkin veriler sunulmuştur. Buna göre femur’un biyomekanik ve anatomik uzunluklarının Kangal köpeğinde Alman çoban köpeğine göre %18 daha uzun olduğu tespit edildi ($p<0.001$). Kemığın longitudinal yönlü diğer uzunluk

ölçümlerinden caput femoris pozisyonu, isthmus bölgesi mesafeleri, anterior eğim mesafesi Kangal köpeğinde benzer oranlarda daha büyük olduğu tespit edildi. Bu ölçümlerden intertrochanterik aralık tüm ölçümlerde Kangal köpeğinde yüksek olsa da üç boyutlu kemik ölçümünde iki ırk arasında istatistiksel fark görülmedi. Collum femoris uzunluğu Kangal köpeğinde %16 oranında daha yüksek tespit edilirken caput femoris mesafesinin ırklar arasında farklılık göstermediği tespit edildi (Çizelge 3.4).

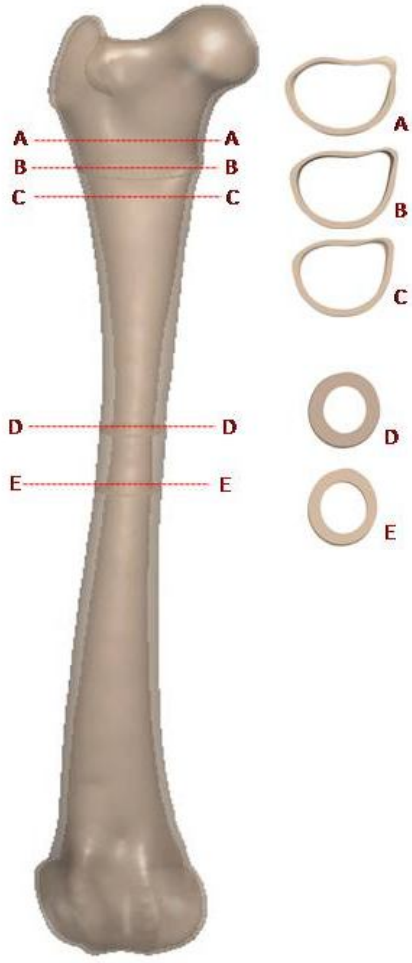
Caput femoris çapları Kangal köpeğinde %15 oranında daha yüksek ($p<0.01$) tespit edilirken collum femoris çaplarının arasında istatistiksel farklılık olmadığı tespit edildi (Çizelge 3.5). Caput femoris'in yüzey alanı ve caput femoris hacminin Kangal köpeğinde %29-33 oranında daha büyük olduğu tespit edildi (Çizelge 3.7).

Femur boyunca alınan çap ölçümlerinden trochanter minör bölgesinin tüm ölçümlerinin Kangal köpeğinde daha yüksek olmasına rağmen, iki boyutlu görüntülerde trochanter minör bölgesinde alınan extracortikal çap ölçümü, üç boyutlu görüntülerde trochanter minör bölgesinde alınan intracortikal çap ölçümü, trochanter minör'ün distalinde alınan intracortikal ve extracortikal çap ölçümünde istatistiksel farklılık görülmedi. Bu bölgede alınan diğer çap ölçümlerinde ırklar arasında istatistiksel farklılığın olduğu görüldü. Diaphysis'in ortasında ve buna yakın isthmus ve anterior eğim bölgelerinde Kangal köpeği ırkında çaplar daha büyük görülse de çoğunlukla istatistiksel farklılığın olmadığı tespit edildi. Bu ölçümlerden sadece iki boyutlu ölçümlerde isthmus'un cranio-caudal intracortikal çapı, anterior eğim bölgesinde medio-lateral extracortikal çap ($p<0.05$), mid-diaphysis bölgesinde cranio-caudal intra ve extracortikal çap ($p<0.01$), üç boyutlu ölçümlerde isthmus'un cranio-caudal extracortikal çapı ($p<0.01$), middiaphysis bölgesinde cranio-caudal extracortikal çap ($p<0.05$) değerleri ırklar arasında farklılık gösterdi. Sadece üç boyutlu modelden alınabilen kesit çapı ölçümlerinden trochanter minör bölgesinden alınan tüm ölçümlerin Kangal köpeğinde daha büyük olduğu tespit edildi ($p<0.05-0.01$). Anterior eğim bölgesinden alınan cranio-caudal yönlü ölçümlerde, intracortikal çap ölçümünde istatistiksel farklılık görülmezken extracortikal çap ölçümünde Kangal köpeğinde daha büyük olduğu görüldü (Çizelge 3.7).

Medio-lateral ve cranio-caudal yönlü intracortikal çap değerlerine göre medullar kanalın proximal kısmında kesit geometrisi medio-lateral yönlü elips şeklinde iken isthmus bölgesine inildiğinde kesit geometrisinin daireye yakın olduğu saptanmıştır (Şekil 3.1-3.2).



Şekil 3.1. Alman çoban köpeğinde femur'un kesit geometrisi. Trochanter minor 'ün proximali (A), trochanter minor (B), trochanter minor 'ün distali (C), isthmus (D) ve mid-diaphysis (E) bölgelerinde kesit görüntüleri.



Şekil 3.2. Kangal köpeğinde femur'un kesit geometrisi. Trochanter minör 'ün proximali (A), trochanter minör (B), trochanter minör 'ün distali (C), isthmus (D) ve mid-diaphysis (E) bölgelerinde kesit görüntüleri.

Çizelge 3.4. Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen uzunluk ölçümleri.

	RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ (2D)			ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D)		
	Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P	Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P
	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	
AU	200.34±15.15 (182.26-229.58)	244.87±17.87(220.63-272.06)	0.000	194.99±13.83 (176.21-222.38)	235.23±17.13 (211.32-263.88)	0.000
BU	186.71±13.70 (169.83-212.83)	229.45±16.84 (206.66- 255.05)	0.000	174.96±11.73 (158.51-197.03)	216.46±16.27 (190.84-239.01)	0.000
ItA	31.70±3.50 (26.75-39.83)	35.29±3.16 (29.35- 40.88)	0.023	32.13±3.82 (27.43-40.91)	34.69±2.90 (30.30-40.83)	0.097
CaFP	23.84±2.70 (20.29-29.15)	28.30±2.46 (25.25- 33.56)	0.001	23.40±2.61 (20.00-28.67)	28.03±2.25 (24.37-32.55)	0.000
CaFM _{ML}	15.09±1.74 (11.82-17.20)	15.36±2.10 (11.84-19.70)	0.756	14.62±1.64 (12.13-17.27)	15.28±2.11 (12.02-18.83)	0.436
CaFM _{CrCa}	7.89±1.82 (4.85-10.53)	9.00±1.69 (6.28-12.03)	0.163	9.11±2.07 (5.77-11.79)	10.33±1.45 (7.77-12.13)	0.129
CoFU	21.33±3.03 (15.46-25.14)	25.49±2.68 (22.46-32.11)	0.006	19.89±2.07 (16.44-22.14)	23.57±1.78 (20.69-26.74)	0.000
IstM	54.82±3.68 (47.24-59.51)	70.58±8.53 (51.49- 78.04)	0.002	48.27±4.18 (43.07-55.42)	64.33±6.16 (50.84-70.83)	0.000
PIstM	47.70±4.11 (41.49-53.16)	61.98±9.16 (39.89- 70.67)	0.003	44.91±4.80 (37.47-53.42)	60.28±5.19 (49.30-68.33)	0.000
DIstM	61.35±4.41 (52.47-65.22)	78.07±8.09 (63.78- 88.10)	0.000	51.22±4.38 (46.07-60.42)	67.72±6.86 (54.17-74.65)	0.000
AEM	121.49±10.20 (107.19-139.71)	145.27±20.69 (112.79- 177.37)	0.004	136.50±8.42 (122.19-155.09)	166.99±14.81 (145.37-186.81)	0.000

UZUNLUK ÖLÇÜMLERİ (mm)

Çizelge 3.5. Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen çap ölçümleri.

	RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ (2D)			ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D)		
	Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P	Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P
	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	
CaFÇ _{ML}	21.18±2.40 (18.57-25.82)	24.95±2.04 (22.19- 28.19)	0.001	18.69±2.19 (16.20-22.47)	22.10±2.29 (18.68-26.03)	0.003
CaFÇ _{CrCa}	21.38±2.58 (18.6-27.29)	25.35±2.19 (21.97- 29.63)	0.001	18.69±2.19 (16.20-22.47)	22.10±2.29 (18.68-26.03)	0.003
CoFÇ _{ML}	19.09 ±3.71 (14.94-24.18)	21.93±3.69 (17.62- 28.70)	0.095	18.48±2.64 (14.09-23.20)	21.12±3.45 (16.71-27.31)	0.066
PTMIntÇ _{ML}	24.54 ±4.03 (19.18-31.59)	28.03±3.16 (24.14 - 35.27)	0.039	24.29±4.42 (18.79-31.16)	28.35±3.71 (24.25-35.23)	0.034
PTMExtÇ _{ML}	29.07±4.74 (22.87-37.39)	33.06±3.53 (29.09- 39.93)	0.040	27.55±4.42 (22.22-34.80)	31.66±3.38 (28.38-37.81)	0.026
TMIntÇ _{ML}	21.52±3.92 (16.90-28.46)	24.60±2.62 (20.42- 30.66)	0.046	23.57±4.62 (18.02-30.98)	26.57±4.04 (21.71-33.70)	0.128
TMExtÇ _{ML}	26.81±4.52 (20.34-33.50)	29.65±3.13 (23.95- 35.64)	0.109	26.31±4.29 (20.88-35.35)	30.18±3.90 (24.74-37.09)	0.043
DTMIntÇ _{ML}	19.17± 4.11 (14.4-25.82)	22.59±2.09 (18.42- 25.53)	0.025	20.07±4.73 (15.01-28.11)	23.09±3.29 (18.34-29.56)	0.103
DTMExtÇ _{ML}	23.34±4.51 (18.12-30.96)	26.59±2.40 (21.98- 30.94)	0.050	23.37±4.82 (18.14-31.61)	26.14±3.05 (20.28-31.87)	0.128
IstIntÇ _{ML}	10.22±2.12 (7.41-13.52)	10.80±2.02 (7.80- 14.56)	0.529	10.15±2.31 (7.22-13.79)	10.96±2.32 (8.15-16.37)	0.398
IstIntÇ _{CrCa}	10.11±2.18 (6.71- 14.21)	12.35±2.34 (9.63- 17.67)	0.036	10.33±2.25 (7.04-14.28)	12.22±2.58 (9.39-18.89)	0.091
IstExtÇ _{ML}	15.57±1.80 (13.20-18.57)	16.82±1.47 (15.31-19.91)	0.095	15.01±2.00 (12.68-18.87)	16.22±1.69 (14.06-20.19)	0.151
IstExtÇ _{CrCa}	17.87±3.18 (14.12-23.64)	18.77±2.06 (16.26- 23.67)	0.450	14.82±2.24 (12.37-19.59)	17.79±2.15 (14.71-22.81)	0.006
MidIntÇ _{ML}	11.18±2.26 (8.27-14.60)	11.21±2.11 (8.22- 16.53)	0.944	11.08±2.48 (8.03-15.01)	11.81±2.93 (8.50-19.53)	0.550
MidIntÇ _{CrCa}	11.15±2.28 (8.46-15.15)	13.28±2.84 (10.67- 21.17)	0.049	11.17±2.63 (8.06-15.51)	12.70±2.23 (9.97-18.35)	0.170
MidExtÇ _{ML}	16.04±2.06 (13.63-19.82)	17.09±1.68 (15.04- 20.94)	0.212	15.56±2.08 (13.13-19.23)	16.81±2.31 (14.52-22.93)	0.212
MidExtÇ _{CrCa}	15.89±2.26 (13.20-20.45)	19.04±2.57 (16.13- 25.97)	0.008	15.48±2.42 (12.73-20.51)	17.84±1.84 (14.68-21.86)	0.017
AEIntÇ _{ML}	12.66±2.51 (9.44-17.00)	13.92±1.93 (11.14- 18.37)	0.209	15.68±3.23 (11.27-21.24)	16.93±3.51 (13.68-25.93)	0.418
AEExtÇ _{ML}	16.71±2.71 (13.61-21.52)	19.23±1.94 (16.19- 23.31)	0.023	19.47±2.86 (15.81-24.79)	21.14±2.81 (17.89-28.10)	0.192

ÇAP ÖLÇÜMLERİ (mm)

3.3.2. Açısal Ölçümlerin ve İndekslerin Değerlendirilmesi:

Her iki ırkın femur'una ait açı ve indeks değerleri Çizelge 3.6'de sunulmuştur. Anteversion açısı ve caput diaphysis açıları ırklar arasında farklılık göstermezken inklınasyon açısının hem iki boyutlu görüntüde ($p<0.01$) hem de üç boyutlu görüntüde ($p<0.05$) Kangal köpeğinde yaklaşık %3 oranında daha yüksek olduğu görüldü. Mekanik ve anatomik proximal femoral eklem açıları Alman çoban köpeğinde yaklaşık %5 oranında daha yüksek olduğu tespit edildi (Çizelge 3.6).

İki boyutlu ve üç boyutlu ölçüm yöntemlerine göre alınan ölçümlerden hesaplanan indeks değerlerinde iki boyutlu ölçümlerde cranio-caudal yönlü istmus'un cortico-medullar indeksi dışındaki değerlerin ırklar arasında istatistiksel farklılık göstermediği tespit edildi (Çizelge 3.6, Çizelge 3.7).

Çizelge 3.6. Her iki ırka ait femur'ların röntgen ve üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen açı ölçümleri ve indeks değerleri.

		RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ (2D)			ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D)		
		Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P	Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P
		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	
AÇILSAL ÖLÇÜMLER (derece)	AVA	27.72±5.64 (18.47-36.16)	30.41±5.66 (20.86-37.85)	0.290	15.67±7.31 (3.13-25.66)	15.10±5.97 (4.31-23.08)	0.847
	IA	145.25±2.61 (141.08-148.86)	148.83±2.50 (145.04-153.80)	0.005	144.94±3.64 (138.19-149.18)	149.05±3.05 (143.71-153.73)	0.011
	MPA	106.89±5.89 (97.70-114.46)	100.95±3.98 (93.83-106.93)	0.013	103.67±5.03 (95.89-110.81)	98.34±3.05 (93.31-102.73)	0.008
	APA	111.33±5.67 (103.20-118.98)	104.66±3.27 (98.09-109.69)	0.003	108.95±5.18 (101.03-115.88)	102.71±2.38 (98.36-106.17)	0.002
	CaDA _{ML}	4.51±0.74 (3.48-5.33)	3.67±1.25 (2.23-5.91)	0.081	4.90±0.66 (4.10-6.24)	4.38±1.51 (2.57-7.48)	0.326
	CaDA _{CrCa}	13.98±1.40 (12.05-15.91)	13.06±1.22 (11.20-15.02)	0.124	14.47±1.40 (12.81-16.59)	13.52±0.94 (11.70-15.45)	0.079
İNDEKS	IstCMindex _{ML}	0.35 ±0.07 (0.24-0.44)	0.36±0.07 (0.21-0.49)	0.683	0.33±0.08 (0.21-0.43)	0.33±0.08 (0.19-0.45)	0.988
	IstCMindex _{CrCa}	0.43 ±0.07 (0.33-0.58)	0.34±0.09 (0.13-0.43)	0.014	0.31±0.07 (0.22-0.43)	0.32±0.06 (0.17-0.41)	0.728
	PTMCMindex _{ML}	0.15±0.05 (0.07-0.24)	0.15±0.04 (0.06-0.21)	0.878	0.12±0.02 (0.08-0.15)	0.11±0.03 (0.07-0.17)	0.139
	CFindex _{ML}	2.44 ±0.33 (1.84-3.03)	2.64±0.37 (1.93-3.47)	0.199	2.44±0.36 (1.78-3.02)	2.63±0.30 (2.13-2.97)	0.199
	MCFindex _{ML}	1.30 ±0.12 (1.15-1.51)	1.24±0.08 (1.10-1.38)	0.227	1.22±0.08 (1.11-1.37)	1.23±0.11 (1.08-1.38)	0.830
	PIPindex	39.66±1.75 (35.88-42.63)	39.67±2.70 (33.45-43.44)	0.986	39.59±2.47 (35.46-43.87)	40.43±2.06 (37.67-45.27)	0.409
	DIPindex	46.54±2.76 (42.36-52.86)	46.29±1.97 (43.83-50.21)	0.814	42.84±2.11 (40.23-47.34)	43.56±2.30 (39.89-47.59)	0.461
	%AE	65.19±4.85 (57.05-70.11)	63.44±8.55 (45.13-78.49)	0.576	78.17±4.70 (72.95-89.28)	77.11±2.59 (73.47-80.84)	0.324

Çizelge 3.7. Her iki ırka ait femur'ların üç boyutlu model görüntülerinden elde edilen ölçüm ve indeks değerleri.

ÜÇ BOYUTLU KEMİK MODELİ (3D)				
		Alman Çoban Köpeği (n=10)	Kangal Köpeği (n=11)	P
		$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	$\bar{X}\pm S$ (Min-Max)	
UZUNLUK-ÇAP ÖLÇÜMLERİ (mm) ve İNDEKS	CoFÇ _{Cr-Ca}	12.80±2.86 (9.71-18.38)	15.60±3.41(11.91-14.08)	0.057
	PTMIntÇ _{CR-CA}	15.52±2.88 (11.46-19.85)	19.12±1.86 (17.01-22.89)	0.003
	PTMExtÇ _{CR-CA}	18.85±3.43 (14.13-24.77)	22.02±1.79 (19.70-25.49)	0.015
	TMIntÇ _{CR-CA}	15.59±2.42 (11.86-19.20)	19.20±2.82 (15.70-25.91)	0.005
	TMExtÇ _{CR-CA}	18.94±3.80 (14.23-27.31)	22.32±2.51 (19.14-28.52)	0.025
	DTMIntÇ _{CR-CA}	14.63±2.55 (11.44-19.06)	18.37±2.32 (15.00-23.23)	0.002
	DTMExtÇ _{CR-CA}	17.86±2.52 (14.42-21.81)	21.41±2.09 (18.75-26.05)	0.002
	AEIntÇ _{CR-CA}	13.42±2.73 (9.96-17.82)	15.54±3.74 (11.37-25.13)	0.181
	AExtÇ _{CR-CA}	16.68±2.73 (12.96-21.61)	19.45±3.08 (15.20-27.41)	0.035
	CaFA(mm ²)	1060.75±239.97 (737.76-1608.86)	1495.49±241.99 (1072.04-1839.26)	0.001
	CaFH(mm ³)	911.83±261.16 (510.72-1428.83)	1363.49±213.33 (1000.57-1604.18)	0.000
	PTMCMindex _{CR-CA}	0.18±0.06(0.11-0.33)	0.13±0.02 (0.10-0.17)	0.078
	CFindex _{CR-CA}	1.52±0.21(1.21-1.95)	1.59±0.20 (1.21-1.96)	0.420
	MCFindex _{CR-CA}	1.07±0.10(0.89-1.19)	1.05±0.07 (0.94-1.16)	0.726

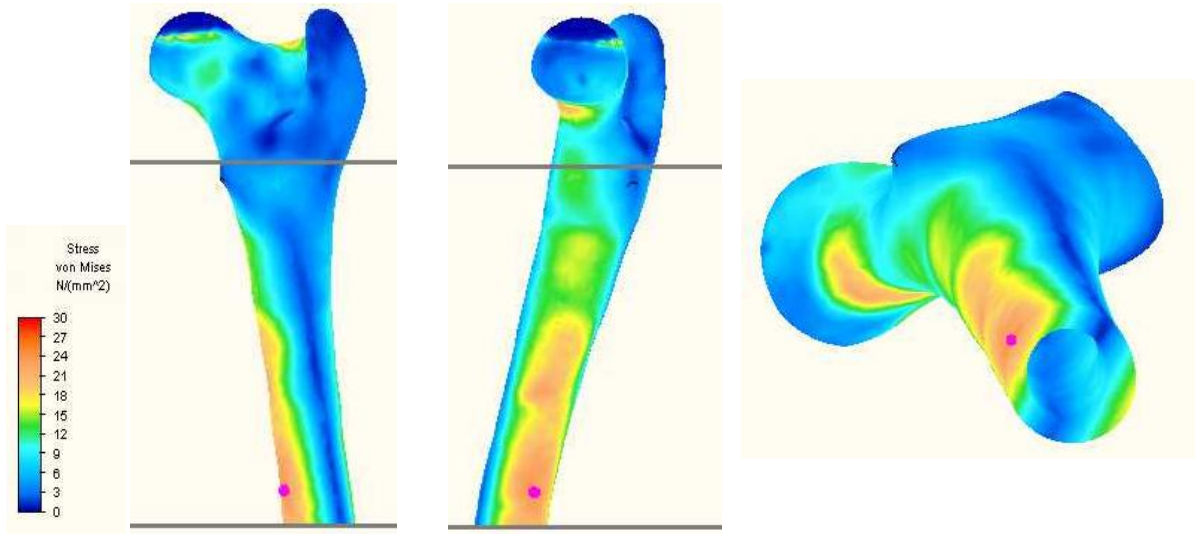
3.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizin Değerlendirilmesi

Proximal femur bölgesinde biyomekanik simülasyon sonucunda üç eksenli gerilmeyi ifade eden Von Mises gerilmelerinin, basma gerilmelerin (min. asal gerilme) ve çekme gerilmelerinin (max. asal gerilme) maksimum değerinin ırklar arasında farklılık göstermediği tespit edildi (Çizelge 3.8). Basma gerilmelerin mutlak değerinin çekme gerilme değerinden daha yüksek olduğu, buna bağlı olarak değerlendirilen bölgede basma gerilmesinin daha etkin olduğu tespit edildi. Tüm gerilme değerlerinin yerinin ırklar arasında farklılık göstermediği görüldü. Çekme gerilmelerinin, 17 adet hayvanın femur'unda cranio-lateral yüzde olduğu (Şekil 3.3, 3.5), sadece üç Kangal köpeğinde ve bir Alman çoban köpeğinde lateral yüzde olduğu dikkati çekti. Birbirine çok yakın noktalarda görülen basma ve Von Mises gerilmelerinin yeri ise aynı 17 hayvanda caudo-medial yüzde olduğu diğer dört hayvanda ise medial yüzde olduğu tespit edildi (Şekil 3.3, 3.4).

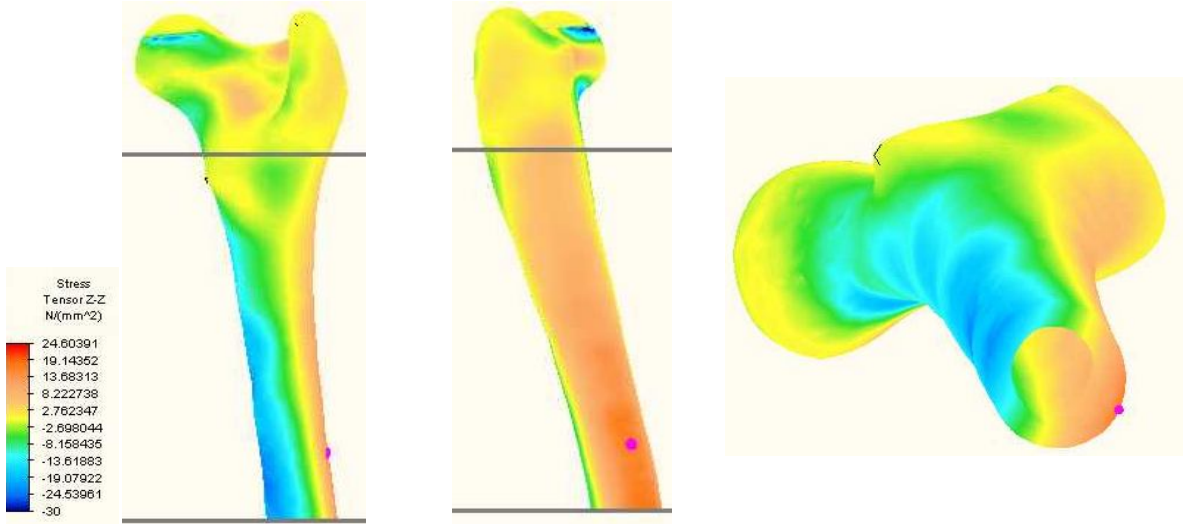
Çizelge 3.8. Her iki ırkın femur'unda biyomekanik simülasyon ile elde edilen gerilme değerleri.

	Alman Çoban Köpeği (n=10) $\bar{x}\pm S$ (Min-Max)	Kangal Köpeği (n=11) $\bar{x}\pm S$ (Min-Max)	p
Max. Von Mises Gerilmesi (MPa)	26.70±8.85 (16.67-44.64)	23.46 ±6.96 (15.40-40.71)	0.361
Max. Von Mises Gerilmesi Yeri (%)	47.21±3.23 (39.33-49.90)	44.96±6.58 (26.58-50.00)	0.341
Max. Axial Gerilmesi (MPa)	19.93±6.33 (12.95-31.17)	17.05±6.01 (7.05-29.49)	0.418
Max. Axial Gerilmesi Yeri (%)	45.35±3.67 (39.10-50.00)	44.84±8.90 (19.17-50.00)	0.868
Min. Axial Gerilmesi (MPa)	-26.61±8.56 [(-16.53)-(-44.32)]	-23.83±6.76 [(-17.28)-(-41.56)]	0.321
Min. Axial Gerilmesi Yeri (%)	45.99±4.35 (38.14-50.00)	44.01±8.18 (20.43-49.54)	0.503

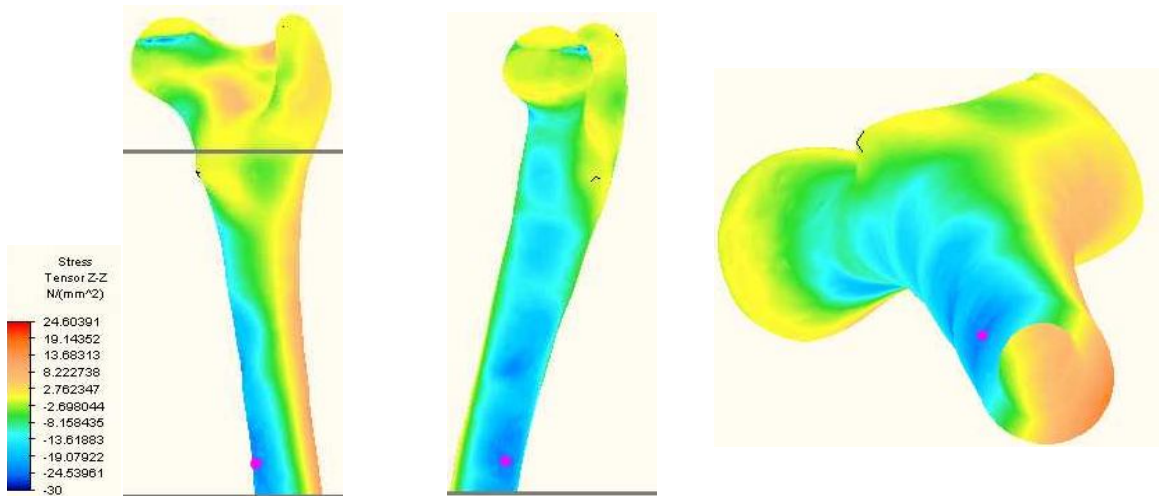
Von Mises Gerilmelerinin Dağılımı



Maksimum Asal Gerilmelerin (Çekme Gerilmeleri) Dağılımı

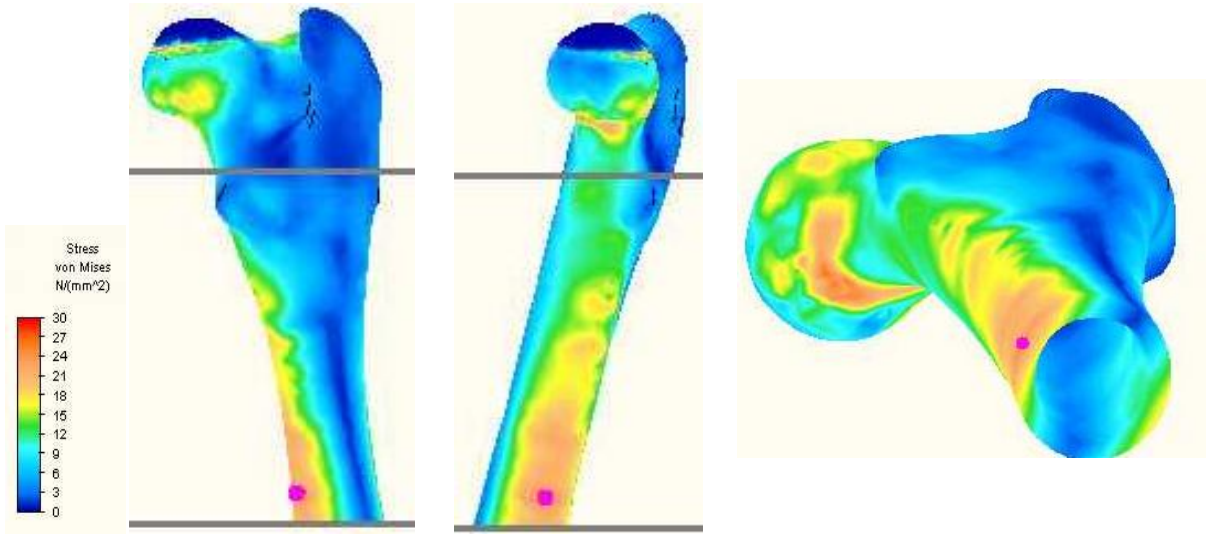


Minimum Asal Gerilmeler (Basma Gerilmeleri) Dağılımı

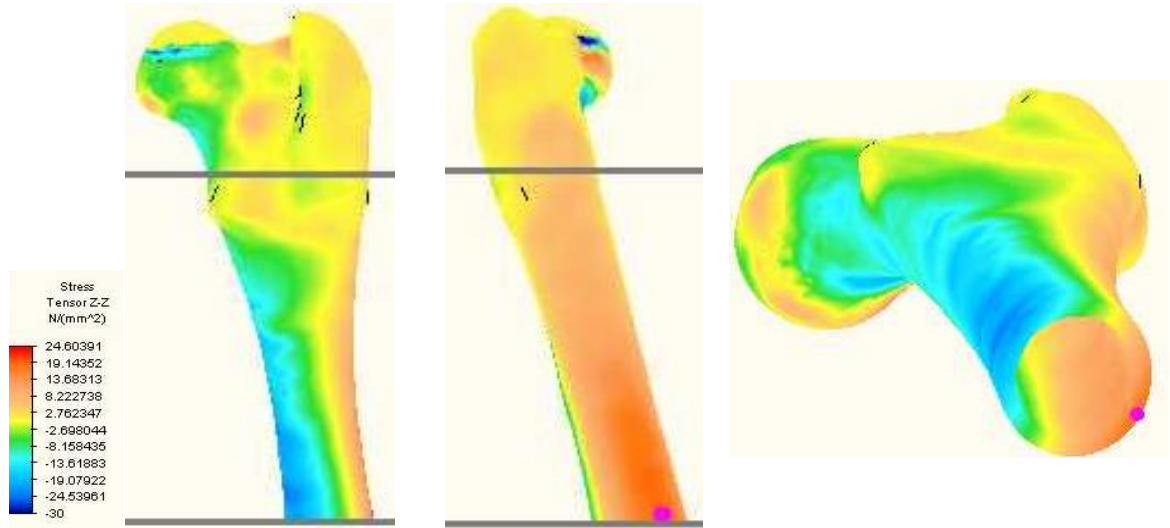


Şekil 3.3. Bir Kangal köpeğine ait femur'da gerilme dağılımı (Renk diyagramı maviden kırmızıya doğru gerilimin arttığını göstermektedir. Kırmızı noktalar maksimum değerlerin yerleşimini göstermektedir.).

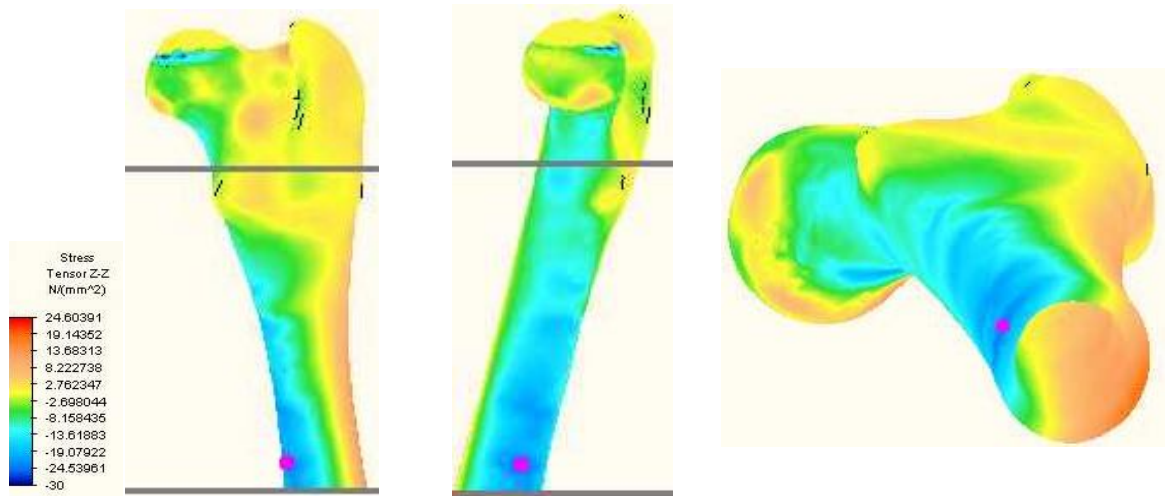
Von Mises Gerilmelerinin Dağılımı



Maksimum Asal Gerilmelerin (Çekme Gerilmeleri) Dağılımı



Minimum Asal Gerilmeler (Basma Gerilmeleri) Dağılımı



Şekil 3.4. Bir Alman çoban köpeğine ait femur'da gerilme dağılımı (Renk diyagramı maviden kırmızıya doğru gerilimin arttığını göstermektedir. Kırmızı noktalar maksimum değerlerin yerleşimini göstermektedir.).

4. TARTIŞMA

Morfometrik çalışmalarda ölçüm için kullanılacak materyalin hazırlanması ve kullanılan ölçüm tekniğinin güvenilir ve tekrarlanabilir nitelikte olması gerekmektedir. Morfometrik değerlendirmeye başlamadan önce, yöntemin güvenilirliği belirlenmemiş ise çalışmanın sonuçlarının da geçerliliği tatmin edici değildir. Güvenilirliğin ortaya konulabilmesi için sık kullanılan yöntemlerden birisi, belirli sayıda tekrarlayan ölçümler olarak bunların varyasyon katsayısının hesaplanmasıdır (Klipstein-Grobusch ve ark 1997, Palierne ve ark 2006, Palmer ve ark 2011). Bu çalışmada tesadüfi seçilen bir kemiğin aynı yöntemle 5 adet röntgen görüntüsü ve 5 adet de üç boyutlu görüntüsü hazırlandı ve bunlardan tüm ölçümler alınarak varyasyon katsayıları hesaplandı. Böylece görüntü elde etme yönteminin güvenilirliği test edilmiş oldu. Ayrıca tesadüfi seçilen bir adet röntgen ve bir adet üç boyutlu görüntüden farklı zamanlarda 5 defa tüm ölçümler tekrarlanarak varyasyon katsayıları hesaplandı. Ölçme yönteminin güvenilirliği de bu şekilde test edilmiş oldu. Varyasyon katsayısı %10'un altında olduğu durumlarda ölçüm yönteminin geçerli ve güvenilir olduğu kabul edilebilmektedir (Özdamar 2004, Palmer ve ark 2011). Bu çalışmada hem görüntü elde etme hem de ölçüm yöntemine ilişkin hesaplanan en yüksek varyasyon katsayısı % 4.94'dür. Dolayısı ile çalışmada elde edilen tüm değerlerin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğu söylenebilir. Morfometrik çalışmalarda yöntem ve ölçüm dışında, ölçümü yapan kişilerin farklılığı da varyasyona neden olabilmektedir (Rumph and Hathcock 1990). Çalışmada bu durumu elimine etmek için tüm ölçümler aynı kişi tarafından alınmıştır (FSK).

Bu çalışmanın en önemli sınırlılığı, kemikleri kullanılan hayvanların ağırlık ve yaş bilgileri gibi kayıtlarının olmamasıdır. Kullanılan kemiklerde büyüme plaklarının kapanmış olması ve köpeklerde insanlardakine benzer osteoporotik sorunların görülmemesi nedeniyle ileri yaşlarda kemikte yeniden şekillenmeye bağlı önemli bir geometrik değişiklik beklenmediğinden (An ve Friedman 1999), kemiklerin hepsi erişkin hayvanlara ait olduğundan ve deforme olmuş yapıları olmadığından bu durumun çalışma sonuçlarını değiştirmeyeceği düşünülmüştür. Ölüm kayıtları eksiksiz sağlıklı hayvan kemiklerinin bulunmasının zorluğu da bu tür çalışmalarda önemli bir sorundur.

Ayrıca, çeşitli çalışmalarda sekonder osteoartritise bağlı olarak kemikte zamanla geometrinin değişebildiği ve böylece geleneksel protez saplarının uygunluğu ve doluluğunda problemler görülebildiği bildirilmektedir (Bo ve ark 1997). Çünkü bu tür

hayvanlarda eklemde stabilitenin bozulmasıyla birlikte ağırlık aktarımına ilişkin biyomekanik değişimlere bağlı olarak bölgede farklı düzeylerde yeniden şekillenme (remodeling) ve kemikleşme (ossification) görülür (Fries ve Remedios 1995). Bunun sonucunda da caput femoris, collum femoris ve cavum medullare bölgelerinde şekil değişiklikleri görülebilmektedir (Noble ve ark 2003a, Harada ve ark 2007, Kawahara ve ark 2010). Ancak bu çalışmada köpeklerde standart geometrinin tanımlanabilmesi amacıyla sadece sağlıklı hayvanlara ilişkin geometrik verilerin sunulması mümkün olmuştur. Kullanılan köpeklerin hepsine ait sağlık bilgisi olmadığından kemiklerde herhangi bir osteofit problemi olmamasına özellikle dikkat edilerek, laboratuvarımızda kayıtlı olarak bulunan 24 Alman çoban köpeği femur'undan sadece 10 tanesi, 21 Kangal köpeği femur'undan ise 11 tanesi kullanılabilmiştir. Daha ileri çalışmalarda hem sağlıklı hem de osteoartritli kemiklere ait morfometrik verilerin birlikte kullanılmasıyla, köpeklerde biyolojik uyumlu protezlerin kullanılabilirliğinin arttırabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada kemiğin sadece substantia corticalis kısmı modellenmiştir. Trabeküler bölgenin üç boyutlu modellenmesi kullanılan teknoloji ile mümkün olmamaktadır. Ayrıca kemiğin dayanımı da büyük oranda cortex'in geometrik özelliklerine bağlıdır ve protez tasarımında da morfometrik değerlendirmenin cortex geometrisine bağlı olarak yapıldığı görülmektedir (Palierne ve ark 2008). Tomografi kesitlerinden üç boyutlu görüntülerin hazırlanması aşamasında kemiğin proximal ve distal kısımları yarı otomatik olarak işaretlenmiştir. Çünkü femoral endosteal boşluk sınırları, proximal ve distal uç bölgelerde trabeküler kemiğin yoğunluk farklılıkları nedeniyle otomatik işaretlemeler yeterli olmamaktadır. Ancak corpus'un orta kısımlarında trabeküler kemik olmadığından kortikal kemiğin sınırlarının belirlenmesi daha kolaydır.

Çalışmada sağ ve sol taraftan alınan ölçümler arasında istatistiksel farklılık tespit edilmemiştir. Köpek proximal femur geometrisine ilişkin diğer çalışmalarda da sağ ve sol taraf ölçümleri arasında farklılık bulunmadığı bildirilmiştir (Sumner ve ark 1988, Palierne ve ark 2006). Bu sonuçlar köpekte bir bacağın kontrol diğer bacağın deneysel amaçla kullanıldığı femur'a ilişkin unilateral deneysel çalışmalarda değerlendirmeler açısından önemlidir.

Total kalça protezlerinin uzun dönemdeki başarısı, operasyon sırasında uygun pozisyonun verilebilmesi ve bu amaçla kullanılacak aletlerin dizayn edilebilmesi için

proximal femur anatomisinin iyi bilinmesi ve protezin yerleşeceği önemli bölgelerdeki morfolometrik değerlerin tanımlanması gerekmektedir (Rubin ve ark 1992, Noble ve ark 2003b, Atilla ve ark 2007, Kawahara ve ark 2010). Bu amaçla kullanılan ölçüm parametreleri birbirine benzese de, morfolometrik değerlendirme yöntemleri arasında farklılıklar göze çarpmaktadır (Marcellin - Little ve ark 1999, Noble ve ark 2003, Atilla ve ark 2007, Palierne ve ark 2008, Abadie ve ark 2010, Ganz ve ark 2010). Bu tür çalışmalarda ölçümler direkt kemik veya fotoğraf görüntüsü üzerinden alınabilse de (Bloebaum ve ark 1993, Kuo ve ark 1998, Unnanuntana ve ark 2010, Sarierler ve ark 2012) protez uygulaması açısından çok önemli olan cavum medullare geometrisinin incelenmesi için kesitlerinin hazırlanması gerekmektedir (Sen ve ark 2010). Bölge geometrisinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılan radyografik yöntemlerde, farklı pozisyonlarda görüntüler hazırlanarak ihtiyaç duyulan ölçümler büyük oranda yapılabilmektedir (Noble ve ark 1988, Palierne ve ark 2006). Ancak üç boyutlu bir yapı olan proteze ilişkin çalışmalarda kullanılan röntgen görüntülerinin kemiğin gerçek üç boyutlu geometrisini tam olarak yansıtmadığı da belirtilmektedir (Rubin ve ark 1992, Fessy ve ark 1997, Husmann ve ark 1997, Noble ve ark 2003a). Röntgen değerlendirmesinde en büyük sorun protezin sap kısmının yerleşeceği cavum medullare'ye ilişkin ölçümlerdir. Bu bölgelerdeki kesitlerin üç boyutlu değerlendirmesi gerekebilmektedir, çünkü elde edilen iz düşümü görüntülerinden cavum medullare ölçümleriyle protez sapının şeklinin ve ebadının tahmininde yanıltıcı sonuçlar alınabilir (Rubin ve ark 1992, Husmann ve ark 1997, Noble ve ark 2003b, Sen ve ark 2010). Röntgende medullar kanalın sadece genişliği değerlendirilirken tomografi ve üç boyutlu kemik modelinde kanalın kesit alanları her yönde değerlendirilebilir (Laine ve ark 2000, Sen ve ark 2010). Diğer taraftan röntgen üzerinden anteversion açısı gibi rotasyon değerlendiren ölçümler direkt yapılamadığından hesaplamalar gerektirir (Palierne ve ark 2006). Bu ölçümlerin tek veya iki yönlü radyografik görüntülerden elde edilmesi geçerlilik ve güvenilirlik açısından tartışmalıdır (Husmann ve ark 1997, Lee ve ark 2006). Bu nedenle, teknolojinin de hızlı ilerlemesi ile giderek daha gerçekçi hazırlanabilen üç boyutlu modellerde proximal femur geometrisinin değerlendirildiği çalışmalar önem kazanmaktadır (Husmann ve ark 1997, Sugano ve ark 1998, Mahisavariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003b). Bu çalışmada, dünyada yaygın olarak kullanılmaya başlanan köpek kalça protezi uygulamalarına ilişkin olarak literatürde eksik olan üç boyutlu geometrinin ilk verileri sunulmuştur.

Yeni bir kalça protezinin tasarımına ilişkin patent dokümanları incelendiğinde üzerinde durulan en önemli unsurun, protezin yerleşeceği proximal femur geometrisi olduğu görülmektedir (Sidebotham 2009, Draenert 1999, Noble ve ark 2000). Bu amaçla öncelikle uzunluk, genişlik veya kemiğin eksenindeki farklılıklar gibi genel morfometrik özellikler dikkate alınmaktadır (Bloebaum ve ark 1993). Yeniden şekillendirilen caput femoris yeri ve pozisyonu; anteversion açısı, inklinasyon açısı, caput femoris mesafesi, pozisyonu, collum femoris uzunluğu gibi morfometrik ölçümlerle değerlendirilir. Bunlar dışında bölgede yapılan en önemli ölçümler, özellikle protezin sap kısmının yerleşeceği proximal femur'un medullar kanal geometrisinin değerlendirildiği proximalde trochanter minor bölgesi, distalde medulla'nın en dar olduğu isthmus bölgesine ilişkin ölçümlerdir (Noble ve ark 1988, Rubin ve ark 1992, Bloebaum ve ark 1993, Husmann ve ark 1997, Kuo ve ark 1998, Mahasivariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003a, Palierne ve ark 2006, Lee ve ark 2006, Unnanuntana ve ark 2010, Franklin ve ark 2012).

Articulatio coxae bölgesinde çekme ve basma yüklenmelerinin değişiminde biyomekanik açıdan büyük rol oynayan inklinasyon açısı protez tasarımında da en önemli değerlendirme kriterlerindedir (Arnoczky ve Torzilli 1981, Kenna 1991, Palierne ve ark 2006). İnklinasyon açısı, caput femoris'in merkezine, collum femoris eksenine, kemiğin anatomik eksenine bağlı olarak değişmektedir. Bu açı fotoğraf, röntgen görüntüsü, tomografi ve magnetik rezonans sagittal kesit görüntüleri gibi iki boyutlu görüntüler üzerinden ölçülebildiği gibi üç boyutlu kemik modelleri üzerinden de ölçülebilmektedir (Rumph and Hathcock 1990, Beck ve ark 1992, Sarierler 2004, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Franklin ve ark 2012, Sarierler ve ark 2012). Çoğunlukla röntgen görüntülerinin tercih edildiği klinik uygulamalarda, inklinasyon açısını ölçmek için genellikle "Hauptman A ve B, Montavon, Symax" olmak üzere 4 temel yöntem kullanılmaktadır (Rumph and Hathcock 1990). Montavon ve Hauptman A yöntemine göre belirlenen eksenlerin tahmini inklinasyon açısını tanımladığı ve bu yöntemlerle belirlenen değerlerin diğer yöntemlere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Rumph and Hathcock 1990). Çeşitli çalışmalarda; köpekte bu açı, Symax yöntemi ile 121.5° - 129.5° arasında (Rumph and Hathcock 1990, Sarierler 2004, Meggiolaro 2009, Sarierler ve ark 2012), Hauptman A yöntemi ile 137.90° - 150.29° arasında (Rumph and Hathcock 1990), Hauptman B yöntemi ile 128.69°- 129.04° arasında (Rumph and Hathcock 1990) ve Montavon yöntemi ile 129.0° - 156.0° (Rumph and Hathcock 1990, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Meggiolaro 2009) arasında olduğu belirtilmiştir. Ayrıca inklinasyon

açısı tanımlanırken collum femoris eksenini dışında anatomik eksenin de tanımlanma yöntemindeki farklılıklar açığı değiştirebilmektedir (Meggiolaro 2009). Literatür bilgilerine göre köpek femur'una ilişkin veri olmasa da, bu açı üç boyutlu kemik modelleri üzerinden de ölçülebilmektedir. Üç boyutlu modellerin hazırlanmasında eksenleri belirlerken en uygun küre, daire ve kesitlerin orta noktaları referans alınır (Husmann ve ark 1997, Sugano ve ark 1998, Kim ve ark 2000, Mahaisavariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003, Lee ve ark 2006, Anastopoulos ve ark 2010, Gose ve ark 2010). Her ne kadar rutin klinik uygulamalarda röntgen görüntülerinden alınan ölçümler çok daha değerli olsa da (Noble ve ark 1988, Noble ve ark 2003a) bu tür eksenlere bağlı ölçümler üç boyutlu görüntülerde daha doğru ve daha kesin sonuçlar verir (Mahaisavariya ve ark 2002). Çalışmada açı hem röntgen görüntüleri hem de üç boyutlu kemik modelleri üzerinden ölçülmüş ve iki yöntemle ölçülen bu açı değerleri arasında farklılık çıkmamıştır. Böylece proximal femur geometrisi değerlendirilirken bu açının daha kolay bir yöntem olan röntgen görüntüleri üzerinden ölçülmesi önerilebilir. İnklınasyon açısı her iki yöntemde de yaklaşık olarak 147° ölçülmüştür. Bu değer sağlıklı hayvanlara ilişkin temel kaynaklarda belirtilen üst değerlere yakındır (Schulz ve Dejardin 2003). Yukarıda da detaylı olarak açıklandığı gibi açının bu kadar değişken olmasında yöntem farklılığının etkili olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada da açı temel olarak Montavon yöntemine göre ölçülmüştür ve bu yöntemi kullanan araştırmacıların elde ettikleri inklınasyon değerleri ile uyumluluk göstermektedir (Rumph and Hathcock 1990, Paliarne ve ark 2006, Paliarne ve ark 2008, Meggiolaro 2009). Ayrıca iri ırk hayvanlarda genel olarak coxa valga görüldüğü ve buna bağlı olarak bu hayvanlarda inklınasyon açısının daha yüksek olabileceği belirtilmiştir (Paliarne ve ark 2008). Biyomekanik açıdan daha geçerli olan bu görüşü çalışmadaki sonuçlar da desteklemektedir. Kullanılan hayvanların her ikisi de iri ırk olduğundan (The Kennel Club 2012) inklınasyon açısı yüksek tespit edilmiştir. Ayrıca Alman çoban köpeğine göre daha ağır olan Kangal köpeğinde inklınasyon açısının daha yüksek olduğu görülmüştür.

Protez tasarımının da dikkate alınan diğer bir önemli açısal parametre, proximal femur'un özellikle collum femoris'in distale göre torsion'unu belirten anteversion açısıdır (Dranenert 1999, Noble ve ark 2000, Schulz ve Dejardin 2003, Sidebotham 2009). Femoral anteversion değeri, klinik ortopedi de basış problemleri, displazik problemlerin gelişimi ile de ilişkilidir (Schulz ve Dejardin 2003, Meggiolaro 2009). Çünkü inklınasyonun ve femoral anteversionun artması durumunda abductor moment kolu kısılır ve eklem abductiona zorlanır ve eklem yükü artar. Bununla birlikte eklem kıkırdağında fokal

alanlarda aşırı yüklenmeler görülür (Fries ve Remedios 1995, Meggiolaro 2009). Anteversion açısı direkt olarak, tomografi veya MR transversal kesitlerden, bu kesitlerle hazırlanan üç boyutlu kemik modellerinden, kemikten veya proximo-distal yönlü röntgen görüntülerinden, collum femoris eksenine ile condylus femoris'lerin caudal kenarına teğet çizilen çizgi arasında ölçülebilir (Kim ve ark 2000a-b, Dudley ve ark 2006). Ayrıca iki farklı pozisyon da elde edilen röntgen görüntülerinde caput femoris'in merkezinin anatomik eksene olan mesafeleri kullanılarak trigonometrik ($\tan\alpha$ yöntemi) formüllerle anteversion hesaplama yöntemine ilişkin çalışmalara da sıklıkla rastlanılmaktadır (Bloebaum ve ark 1993, Kuo ve ark 1998, Kuo ve ark 2003, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008). İnsandakinin aksine (Cibulka 2004), köpeklerde anteversion açısının doğuştan 0° 'ye yakın olduğu ve erişkin hayvanlarda bu değer arttığı belirtilmiştir (Riser 1975). Çeşitli çalışmalarda, sağlıklı köpeklerde anteversion açısının 3.40° ile 40° 'lik geniş bir aralıkta ölçüldüğü görülmektedir (Sumner ve ark 1992, Bluebaum ve ark 1993, Schulz ve DeJardin 2003, Dudley ve ark 2006, Palierne ve ark 2006, Ginja ve ark 2007, Sarierler ve ark 2012). Dudley ve ark (2006) anteversion ölçümünde, seçilen ölçüm yöntemi, ölçümü yapan kişi veya hayvanın ırkının varyasyonlara neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada ölçümleri aynı kişi yapmıştır, kullanılan hayvan ırklarına ilişkin değerler arasında farklılık tespit edilememiştir. Ancak açı, üç boyutlu kemik modeli üzerinden ortalama $15.37^\circ (\pm 6.47^\circ)$ ölçülmüş, aynı kemiklerin röntgen görüntüleri üzerinden ise daha büyük bir açı ($29.13^\circ \pm 5.67^\circ$) hesaplanmıştır ($p=0.000$). Köpek femur'unda farklı yöntemler kullanılarak ölçüm yapılmış çalışmalar incelendiğinde kemik veya tomografik kesit üzerinden yapılan ölçümlerde açı yaklaşık olarak 19° ölçülürken (Dudley ve ark 2006) röntgen görüntülerinden yapılan hesaplamalarda yaklaşık 30° (Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008) ölçüldüğü görülmektedir. Buna göre yapılan çalışmada görülen farklılığın ölçüm tekniğine bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu durumda hangi ölçüm tekniğinin daha güvenilir olduğu sorusu akla gelmektedir. Çalışmada röntgen ile yapılan ölçüm tahmini bir hesaplamadır, anteversiyon'un üç boyutlu bir değerlendirme olması nedeniyle, bu verinin alınmasında üç boyutlu ölçümün daha güvenilir olduğu düşünülebilir. Ancak üç boyutlu modellerden elde edilen anteversion değerlerinde varyasyonun, aynı kemiklerin röntgen görüntülerinden alınan değerlerin varyasyonuna göre yaklaşık iki katı daha fazla olması çelişkili bir durumdur. Röntgen görüntüleri üç boyutlu yapıları iki boyutlu olarak gösterdiğinden ve köpek femur'unun geometrik yapısından dolayı bu tür ölçümlerin standart röntgen görüntüleri ile tanımlanmasında pozisyona bağlı hataların yüksek oranda olduğu görülmektedir. (Kuo ve ark 2003, Dudley ve ark 2006, Swiderski ve

ark 2008). Ayrıca bu ölçümlerin tek veya iki yönlü radyografik görüntülerden elde edilmesi geçerlilik ve güvenilirlik açısından tartışmalıdır (Husmann ve ark 1997, Lee ve ark 2006). Klinik uygulamalarda çok güvenilir olarak belirtilen tomografik kesit görüntüleri üzerinden anteversion açısı ölçümünün (Cibulka 2004) güvenilirliği bu kesitlerden hazırlanan üç boyutlu kemik modeli üzerinden ölçüme göre daha düşüktür (Kim ve ark 2000a). Bu nedenle, üç boyutlu modellerde proximal femur geometrisinin değerlendirildiği çalışmalar önem kazanmaktadır (Husmann ve ark 1997, Sugano ve ark 1998, Mahaisavariya ve ark 2002, Noble ve ark 2003b). Ölçümleri doğrulama amacıyla, açının kemik üzerinden direkt ölçümü değerinin de üç boyutlu model ölçümleri ile benzer olması (Kim ve ark 2000a) nedeniyle daha farklı yöntemlerle ölçümün tekrarlanmasına ihtiyaç duyulmamıştır. Eldeki verilere göre nedeni tam olarak açıklanamasa da sonuç olarak bu varyasyonun köpeklerde bireysel farklılıktan ileri gelebileceği düşünülmüştür, çünkü yukarıda da belirtildiği gibi bu açının köpeklerde varyasyonu zaten çok yüksektir.

Protez tasarımında, yukarıda bahsi geçen açılar dışında caput femoris'in diaphysis'e göre yerini tanımlayan diğer ölçümler, caput diaphysis açısı, anatomik ve mekanik proximal eklem açısı, caput femoris mesafesi (head offset), caput femoris pozisyonu, intertrochanteric aralık, collum femoris uzunluğudur. Birbirinin tamamlayıcısı olan bu ölçümlerde, intertrochanteric aralığın artması anatomik ve mekanik proximal eklem açısının artmasına, caput femoris pozisyonunun artması inklinasyon açısını artmasına, cranio-caudal yönlü caput femoris mesafesinin artması anteversion açısının artmasına (Noble ve ark 1988, Meggiolaro 2009) neden olmaktadır. Bu ölçümlerin röntgen ve üç boyutlu kemik modelinden alınması durumunda caput femoris pozisyonu ve intertrochanteric aralık dışındaki ölçümlerin yöntemler arasında farklılık gösterdiği dikkati çekmektedir. Fark görülen bu ölçümlere bakıldığında bu ölçümlerin alınmasında genel olarak anatomik eksenin referans olduğu görülmektedir. Anatomik eksen röntgen görüntülerinde iki boyutlu olarak kortikal çapların orta noktasından geçtiği halde, üç boyutlu kemik modelinden kesit yüzey alanlarının orta noktalarından geçen eksen olacak şekilde tanımlanmıştır. Bu yöntem farklılığının açısal farklılığa neden olduğu düşünülmektedir. Bunun dışında da yöntem açısından trochanter major noktası, collum femoris tabanı gibi izdüşümü görüntülerden daha rahat işaretlenebilen diğer nokta veya eksenlerin belirlenmesinde de röntgen görüntülerinde daha rahat işaretler konulabilirken, üç boyutlu modellerde işaretlemeye güçlükler olabilmektedir.

Protezin sap kısmının yerleşeceği medullar kanal geometrisi protez tasarımına (Rubin ve ark 1992, Sugano ve ark 1998, Noble ve ark 2003b, Atilla ve ark 2007, Abadie 2010) veya kemik–protez uyumu, protezin doldurduğu alan uyumunun değerlendirilmesine ilişkin olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Bo ve ark 1997, Denora ve Fornasier 2000, Ganz ve ark 2010). Sap şeklinin femur’un endosteal geometrisi ile uyumlu olmadığı durumlarda bölgede mikro hareketliliğin oluşturduğu ve yük aktarımında oluşan farklılıklar sonucunda femur kırığı gibi sorunlara neden olduğu bildirilmektedir (Bo ve ark 1997, Ando ve ark 1999, Denora ve Fornasier 2000, Noble ve ark 2003b, Harada ve ark 2007, Kawahara ve ark 2010). Bu amaçla, proximalde trochanter minor bölgesi, distalde isthmus bölgesine ilişkin medullar kanalının çapları ve bu çaplardan hesaplanan medullar kanalın proximalden distale doğru daralma oranı ile daralma yeri gibi indeksler değerlendirilir (Noble ve ark 1988, Bo ve ark 1997, Paliarne ve ark 2006, Paliarne ve ark 2008). Intracortikal olarak medio-lateral ve cranio-caudal yönlü çap ölçümleri femoral sap tasarımı sırasında kullanılacak olan bölgenin kesit geometrisi hakkında bilgi verir (Laine ve ark 2000). Klinik uygulamalarda, protezin sap kısmının boyutlarını belirlemek için genellikle radyografik görüntüler kullanılmakla birlikte üç boyutlu bir yapı olan medullar kanalın şekli ve ebadının iki boyutlu görüntülerden tahmin edilmesi tartışmalıdır. Çeşitli çalışmalarda proximal femur’un distal bölgesinde standart röntgen görüntülerinin klinik kullanım için daha geçerli ölçüm sonuçları verirken kanalın proximal kısmında varyasyonun fazla olduğu belirtilmiştir. Standart röntgen görüntülerinde oluşabilen resolüsyon ve distorsiyona bağlı sorunlar nedeniyle çimentosuz protezler planlanırken röntgen görüntüleri gerçek ebat ve şekillerinin tahmininde ancak yaklaşık sonuçlar verebilmektedir (Rubin ve ark 1992, Sen ve ark 2010). Ayrıca röntgende femoral kanal çapları kalçadaki rotasyon değişiminde özellikle proximal bölgede varyasyon göstermektedir (Sen ve ark 2010). Röntgen üzerinden yapılan ölçümler sonucu oluşan kemik-protez uyumsuzluğundan dolayı cerrahların daha çok çimentolu protez kullanmayı tercih ettikleri iddia edilmiştir (Noble ve ark 2003b). Protez tasarımında kesitlerin proximalde enine oval iken distale doğru dikine oval veya dairesel şekilde görülmektedir (Draenert 1999, Noble ve ark 2000). Bu çalışmada da intracortikal çap değerlerine göre bölgede kanalın proximal kısmında kesit geometrisi medio-lateral yönlü elips şeklinde iken isthmus bölgesine inildiğinde kesit geometrisinin daireye yakın olduğu tespit edilmiştir. Çalışmada elde edilen çap ölçümlerine bakıldığında trochanter minör bölgesindeki medio-lateral intracortikal çap ölçümü dışındaki diğer intracortikal çap ölçümlerinde röntgen ve üç boyutlu modelden alınan ölçümlerde farklılık görülmemiştir. Bu bulguyu destekler

yönde, medio-lateral yönlü çaplardan hesaplanan canal flare indeks ve metaphysial canal flare indeks değerlerinde de yöntemler arasında farklılık göstermediği tespit edilmiştir. Çap ölçümlerinde yöntemler arası görülen farklılıklar üç boyutlu model hazırlanırken kesitlerde sınırların belirlenmesi ve yüzey oluşturma sırasındaki sabunlama işlemlerine bağlı olabildiği gibi röntgen ölçümlerinde üç boyutlu yapıların değerlendirme hatalarına bağlı olarak da gelişmiş olabilir. Literatürde bu konu ile ilgili yukarıda belirtilen farklı görüşler göz önüne alındığında çalışmanın bulgularına göre kemik-protez uyumuna ilişkin olarak röntgen görüntülerinin yeterli olabileceği düşünülebilir. Ancak her ne kadar distale yakın bölgelerde dairesel bir kesit görüntüsü olsa da, proximal kısımdaki geometri daha karmaşıktır. Bu durumda en geniş iç çap ölçümleri geometriyi değerlendirmek için tek başına yeterli değildir. Çünkü röntgen de medullar kanalın sadece genişliği değerlendirilirken tomografi ve üç boyutlu kemik modelinde kanalın kesit alanları her yönde değerlendirilebilir (Laine ve ark 2000, Sen ve ark 2010). Proximal femur'un canalis medullaris'i aşağıdan yukarıya doğru açılması corpus'taki torsion, ve bölgenin karışık anatomik yapısı nedeniyle sadece medio-lateral veya cranio-caudal yönlü değil ara yönlerde de farklılıklar göstermektedir (Husmann ve ark 1997, Laine ve ark 2000). Bu çalışmada özellikle röntgen görüntüleriyle üç boyutlu görüntülerin karşılaştırılması hedeflendiğinden bu tür açısal değişiklikler göz önüne alınarak maksimum veya minimum çap ölçümleri yapılmamıştır, ancak protez tasarımı açısından bu ölçümlerinde değerlendirilmesi gerekir.

Medullar kanalın distalden proximale doğru açılması, protez'in sap kısmının proximal ve distalde yerleştiği iki önemli bölge olan trochanter minör'ün proximal ve isthmus seviyesindeki intracortikal çapların oranı "canal flare indeks" ile tanımlanmaktadır. Buna göre insanda intramedullar kanalın şekli, indeks değeri 3'ün altında ise soba borusu, 3-4.7 arasında ise normal, 4.7-6.5 arasında ise şampanya kadehi formunda olarak gruplandırılmıştır (Noble ve ark 1988, Abadie ve ark 2010). Köpekte çok sayıda ırk olmasına rağmen CFI değerine ilişkin çok fazla bilgi yoktur. Bu değer düştükçe uygulanan protezin çökme riski artarken (Rashmir-Raven ve ark 1992) çok yükseldiğinde protez uygulaması sonrası kırık riski artmaktadır (Ganz ve ark 2010). Eldeki literatürlere göre, insan femur'una göre daha düşük olan bu değer köpeklerde 1.57-3.57 arasında tespit edilmiştir (Rashmir-Raven ve ark 1992, Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008, Ganz ve ark 2010, Pugliese ve ark 2011). Köpek için bu değer 1.8 ve altında ise soba borusu, 1.8-2.5 arası normal, 2.5 ve yukarısı ise şampanya kadehi şeklinde olduğu belirtilmiştir

(trochanter minor-mid-diaphysis) (Rashmir-Raven ve ark 1992). Farklı ırklara ilişkin bilgi veren Pugliese ve ark (2011) bu değerin, alman çoban köpeğinde 1.57, golden retriever ırkında 1.78, labrador retriever ırkında ise 1.84 olduğunu belirtmişlerdir. Ganz ve ark (2010) ise yaptıkları çalışmaya göre CFI değerinin sağlıklı hayvanlarda 1.98 olmakla birlikte intramedullar kanalın şekli soba borusu eğiliminde olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada da CFI değeri ortalama 2.55 (1.84-3.47) arasındadır ve Palierne ve ark (2006) tespit ettiği değerler ile uyumludur. Diğer kaynaklarda değerlerin daha düşük olarak tespit edilmesi, çap ölçümde kullanılan bölge farklılıklarından kaynaklanabilir. Çünkü bu kaynaklarda CFI hesaplamak için proximalde trochanter minor seviyesinde çap ölçümü kullanılmıştır. Ayrıca Pugliese ve ark (2011) distalde midshaft bölgesinde medio-lateral çap ölçümünü kullanmışlardır. Bu bölgelerdeki çap değerleri, çalışmada CFI hesaplamak için kullanılan proximal trochanter minor bölgesi ve isthmus bölgesi çaplarından büyüktür. Canal flare indeks değerini tamamlayıcı diğer bir ölçüm olan metaphysial kanal flare indeks değeri, femoral sapın proximal bölgedeki fiksasyonunda rotasyonel stabilite için çok önemli bir değerdir (Palierne ve ark 2006). Bu indeks, trochanter minor'un proximalindeki intracortikal çap değerinin distalindeki intracortikal çap değerine oranıdır. İnsanda ortalama 2.2 olan (Laine ve ark 2000) metaphysel canal flare indeks değeri köpeklerde yapılan çalışmalarla (Palierne ve ark 2006, Palierne ve ark 2008) uyumlu olarak, bu çalışmada da 1.08-1.51 arasında tespit edilmiştir. Medullar kanal indeks değerlerine göre insanlarda köpeğe göre medullar kanalın daha çok çan şeklinde bir forma sahip olduğunu göstermektedir (Palierne ve ark 2006).

Biyolojik uyumlu protezlerde sap kısmının kemiğe distalde oturacağı bölge olan isthmus bölgesinin yeri, hem mekanik uyum hem de protezin sap uzunluğunun belirlenmesinde önemli olan bir bölgedir. Bu bölgenin yeri, medullar kanalın distale doğru en dar olduğu bölge işaretlenerek, üst ve alt sınırlarının kemik uzunluğuna oranının belirlendiği proximal ve distal isthmus indeksleri ile tanımlanabilir (Palierne ve ark 2006). Çalışmada isthmus bölgesinin proximal sınırı röntgen ve üç boyutlu model ölçümlerinde birbirine yakın yerlerde tespit edilebilmişse de distal sınır yöntemler arasında farklı ölçülmüştür. Yöntem açısından kanalın daraldığı bölgenin röntgen görüntülerinden yaklaşık olarak belirlenmesi daha kolaydır. Üç boyutlu kemik modellerinde ise tanımlamak için tahmini bölgedeki kesitlerde çap veya alan ölçümü yapılması gerekmektedir. Çalışmada üç boyutlu kemik modellerinde isthmus bölgesi kesit görüntülerinden elde edilen alan değerleri hesaplanarak tanımlanmıştır. Röntgen üzerinden ölçülen çap değerleri

her ne kadar kesit görüntülerinden elde edilenlere göre daha az güvenilir olsa da (Rubin ve ark 1992) isthmus mesafesi gibi önemli bir değerin elde edilebilmesi için iki boyutlu sagittal ve transversal kesit görüntülerinin (veya röntgen ve üç boyutlu modelde kesit görüntülerinin) birlikte kullanılması daha uygun olacaktır.

Proximal femur geometrisindeki varyasyonlar total kalça protezi tasarımında modifikasyonlar gerektirecek kadar farklılık gösterebileceğinden beşeri hekimlikte farklı toplumlardaki femur geometrisine ilişkin çok sayıda çalışma dikkati çekmektedir (Noble ve ark 1988, Rubin ve ark 1992, Noble ve ark 2003, Atilla ve ark 2007, Sen ve ark 2010). Çok sayıda ırk, ağırlık, cinsiyet, yaş ve davranış farklılığı gibi grupların olduğu köpekte, proximal femur geometrisinin varyasyonlarının değerlendirildiği bazı çalışmalar bulunmaktadır (Sumner ve ark 1988, Sumner ve Devlin 1990, Beck ve ark 1992, Jaechques ve ark 1998, Sumner ve ark 1998, Tomlinson ve Johnson 2000, Sarierler 2004, Pailerne ve ark 2006, Tomlinson ve ark 2007, Pailerne ve ark 2008, Franklin ve ark 2012). Ancak bu çalışmaların içeriklerine bakıldığında çok sayıda varyasyonu olabilecek köpek türüne ilişkin en uygun tasarımların gerçekleştirilmesinde destek olabilecek yeterli morfometrik veriyi sunamadıkları görülmektedir. Küçük hayvanların, artık büyük oranda hayatımızın içinde olduğu günümüzde, ortopedik implant sektöründe artan talepleri de karşılayabilmek için uygulama kolaylığı sağlayacak ve postoperatif komplikasyonları azaltacak yeni tasarımlara ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak morfometrik varyasyonlarının insanda olduğu gibi çok daha detaylı bir şekilde tanımlanmasına ihtiyaç vardır. Bu çalışma öncelikle morfometrik değerlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışma olması yanında, köpeklerde proximal femur geometrisinin üç boyutlu olarak değerlendirildiği bir çalışma olması ve Alman çoban köpeği ve Kangal köpeği olmak üzere iki ırka ait detaylı morfometrik ve biyomekanik değerlendirmenin yapıldığı ilk çalışmadır. Kangal köpeği ülkemizin bir ırkıdır ve Alman çoban köpeğiyle birlikte ülkemizde yaygın olarak yetiştirilmektedir. Kalça displazisi oranı her ne kadar OFA kayıtlarında %10-19 olarak gösterilse de, diğer bazı kaynaklarda bu ırklarda oranın %60'a (Tomlinson ve Johnson 2000, Durmuş ve Han 2005) kadar çıktığı görülmektedir. Bu çalışmada da sağlıklı kemik seçiminde kullanılan kemiklerin yaklaşık % 50'ye yakınının osteofiter oluşumlar içerdiği görülmüştür. Bu durumda total kalça arthroplastisi uygulamaları için endike olabilecek durumlarla karşılaşılması beklenen bu ırklarda, canlı ağırlık, yürüyüş ve konformasyondaki farklılıklar göz önüne alındığında, proximal femur şeklinde protez tasarımını etkileyecek farklılıkların olup olmadığının araştırılması gerekmektedir. Köpek ırkları arasında boyut

farklılıkları çok yüksek olduğundan, bu tür morfometrik çalışmalarda bir yapıya ait uzunluk veya genişlik ölçümleri o ırka ait yaklaşık morfometrik değer olması dışında, genel olarak köpek türüne yönelik bir değer ifade etmemektedir. Kangal ırkı köpekler Alman çoban köpeğine göre daha iri bir ırk olduğundan uzunluk ve genişlik ölçümlerinin ırklar arası farklılık göstermesi zaten beklenen bir sonuçtur. Ancak morfometrik çalışmalarda indeks ve açı değerleri boyuta bağlı olmayan o türe veya ırka özgü veriler sunabilecek parametrelerdir (Palierne ve ark 2006). Çalışmada elde edilen sonuçlara göre protezin sap kısmının yerleşeceği medullar kanal şeklinde, kesit geometrisinde, isthmus bölgesinin yerinde Alman çoban ve Kangal köpeği ırkları arasında belirgin bir farklılık görülmemektedir. Ancak collum femoris'in açılanmasında iki ırk arasında farklılık dikkati çekmektedir. İnklınasyon açısının daha yüksek, mekanik proximal ve anatomik proximal eklem açılarının daha düşük olduğu Kangal köpeği ırkında caput-diaphysis açısının da Alman çoban köpeğinden farklı olmadığı göz önüne alındığında, caput femorisin Kangal köpeğinde daha proximale yakın olduğu ancak caput femoris mesafesi ölçümlerinin bu ırklar arasında farklılık göstermediği göz önünde tutulduğunda, caput femoris merkezinin anatomik eksene mesafesinin her iki ırkta da bir birbirine eşit olduğu dikkati çekmektedir. Eksizyon arthroplastisi uygulandığında bile genel olarak belirgin fonksiyonel sorunların görülmediği köpeklerde, protez tasarımı açısından bu tür çok küçük açısal farklılıkların topallık vb. sorunlara neden olabileceği düşünülmektedir. Ancak köpeklerde bu konuya ilişkin klinik veya deneysel çalışmalara da rastlanılmamıştır. Her ne kadar bu çalışma ve diğer kaynaklara (Sarıerler 2004) göre iki ırk arasındaki inklınasyon açısı farklılığı %3-6 gibi düşük bir oranda olsa da, protezde kullanılan inklınasyon açısının hayvanın basış şekline göre farklı olduğu durumlarda protez-kemik uyumunda beklenenin dışındaki bölgelerde ve farklı miktarlarda oluşabilecek yüklenmenin kırık vb. postoperatif sorunlara neden olabileceği düşünülmektedir.

Diğer taraftan röntgen ölçümlerindeki cranio-caudal yönlü cortico-medullar indeks değeri bu görüntülerde isthmus bölgesi proximal femur bölgesininin ortalarına denk geldiğinden diğer isthmus ölçümlerine göre daha yukarıdan ölçülmüş bir değerdir. Buna göre Alman çoban köpeğinde bu bölgede cranio-caudal yönlü olarak canalis medullaris'in daha dar cortex'in daha kalın olduğunu göstermektedir. Bu durum protezin uzun yıllar sonra uyumunu değerlendirmek için kullanılan "stress sheilding-kemiğin gerilme direncinin düşmesi – gerilme yığılması" değerlendirmesi için önemlidir. "Stress sheilding" uygulanan protezin kemiğin proximal kısmındaki yük dağılımını değiştirmesi nedeniyle

bölge kortikal kemiğin yoğunluğunun değişmesini ifade etmektedir ve bazı çalışmalarda kortex kalınlığı veya hacmi ölçülerek değerlendirilir (Bergh ve ark 2004, Abadie ve ark 2010). Bu değerlendirmelerde ırka bağlı değişimlerin olabileceği göz önüne alınmalıdır. Bunun yanında cranio-caudal yönlü asimetrik (anatomik) protezlerin tasarımında da bu farklılıklar dikkate alınmalıdır.

Kemiğin mekanik özellikleri kemiğin mikro yapısı, dansitesi yanında kemiğin kesit geometrisine bağlıdır (Burr 1980). Kemiğin fiziksel, geometrik özellikleri ile biyomekanik fonksiyonu arasında kompleks bir ilişki bulunmaktadır. Femur'un morfometrisinin tanımlanması protez tasarımı ve uygulamalarından sonra kemik-protez uyumunun değerlendirilmesi için ne kadar önemli ise; protez uygulamasından önce kemiğin mekanik özelliklerinin bilinmesi, tasarım aşamasında göz önünde tutulduğu gibi uygulama sonrası meydana gelebilecek mekanik değişimlerin değerlendirilmesi açısından da önemlidir (Szivek ve ark 1994, Ando ve ark 1999, Shahar ve ark 2003, Ghosh ve ark 2006). Teknolojinin ilerlemesi ile kemiğin biyomekanik değerlendirilmesi kadavra kemiklerinde yapılan mekanik testler dışında bilgisayar ortamında simülasyon yöntemleri ile de gerçekleştirilmektedir. Simülasyon yöntemleri mekanik test düzeneğini bilgisayar ortamına taşınmasına ve analiz sırasında çok sayıda değişkenin tanımlanıp analizin yapılabilmesine olanak sağladığı gibi mekanik test sistemlerine göre oldukça ucuz ve noninvazivdir (Ghosh ve ark 2006, Topçu ve Tasgetiren 2008). Bilgisayar ortamında analiz için kullanılan en iyi yöntem sonlu elemanlar yöntemidir. Bu yöntemin temeli, analizi yapılacak kemiği ve protezi materyal özellikleri tanımlanarak çok sayıda küçük parçalara bölmektir. Böylelikle her parça tek tek analiz edilir ve kemiğin tümü hakkında mekanik değerlendirme yapılır (Topçu ve Tasgetiren 2008). Kemiğin materyal özelliği nonlinear elastik, ortotropik ve non-homojen özellik göstermektedir (Guo 2001, Ghosh ve ark 2006, Bessho ve ark 2007) ancak yapılan biyomekanik çalışmalarda genellikle kemiğin materyal özelliği linear elastik, isotropik ve homojen olarak kabul edilmektedir (Chang ve ark 2002, Shahar ve ark 2003). Yapılan bu çalışmada da kemiğin materyal özellikleri linear elastik, isotropik ve homojen olarak kabul edilmiş ve analiz bu şekilde yapılmıştır. Bu aşamada Kangal köpeği ve Alman çoban köpeği arasındaki basış farklılıkları göz önüne alınmadan sadece axial yüklenme statik olarak uygulanmıştır. Kemiğin modellenmesi sırasında trabeküler kemik göz ardı edilmiştir. Hareket sırasında kalça eklemi reaksiyon kuvveti ile birlikte oluşan eğilme (bending) momenti etkisini yaklaşık olarak %30 oranında azaltan femur üzerindeki

kasların çekme kuvvetleri de (Sharar ve ark 2003) modellenmemiştir. Biyomekanik simülasyon değerlendirilirken bu sınırlılıkların da göz önüne alınması gerekmektedir.

Çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan biyomekanik test simülasyonuna göre proximal femur bölgesinde maximum gerilmelerin kemiğin distal isthmus bölgesinde ve medial tarafında olduğu tespit edilmiştir. Bir kadavra çalışmasında femur'a poroz kaplı femoral sap takıldıktan sonra axial yük uygulandığında kırığın, proximal medial bölgede olduğu (Rashmir-Raven ve ark 1992), başka bir benzer çalışmada ise cranio-medial bölgede oluşturduğu tespit edilmiştir (Townsend ve ark 2007, Ganz ve ark 2010). Çimentosuz biyolojik uyumlu saplar uygulandığında kırıklar genellikle protezin distal uç bölgesinde görülür (Ganz ve ark 2010). Isthmus bölgesi protez sap kısmının distal de oturduğu ve kemiğe büyük oranda yüklenmenin olduğu bölgedir (Palierne ve ark 2006, Huiskes ve Stolk 2005). Bu çalışmada da elde edilen maximum gerilme değerlerinin kemiğin isthmus ve mid-diaphysis bölgelerine (proximalden %44-47) yakın olduğu görülmüştür. Bu durumda literatürlerde belirtilen postoperatif kırık oluşum bölgeleri ve çalışmada elde edilen maximum gerilme bölgelerinin benzerliği göz önüne alındığında, protez kemik uyumsuzluğuna bağlı olarak aşırı yüklenme olması durumunda bu bölgede kırık oluşma riskinin yüksek olacağı görülmektedir.

5. SONUÇ

Bu çalışma, morfometrik değerlendirme yöntemlerinin karşılaştırılması yanında, köpeklerde proximal femur geometrisinin üç boyutlu olarak değerlendirilmesi ve Alman çoban köpeği ile Kangal köpeği ırklarına ait detaylı morfometrik ve biyomekanik verileri sunması yönünden konuya ilişkin ileri çalışmalar ve implant endüstrisinin ihtiyacı açısından literatürde bulunamayan bilgileri içermektedir.

Çalışmada köpeklerde kalça protezi tasarımı açısından önemli olan morfometrik değerlere bakıldığında; yeniden şekillendirilen caput femoris'in yeri-pozisyonu ve protezin sap kısmının yerleşeceği proximal femur'un medullar kanal geometrisi hem röntgen görüntüleri hem de üç boyutlu kemik modelleri üzerinden değerlendirilmiş ve her iki yöntem ölçümleri arasında bazı farklılıklar bulunmuştur. Ancak tasarım açısından çok değerli olan inklinasyon açısı ve canal flare indeks değerlerinde yöntemler arası farklılık görülmemiştir. Bu sonuçlara göre; genel olarak üç boyutlu ölçme yöntemi ile amaç açısından daha geçerli bir geometrik değerlendirme yapılabilse de, her iki yöntemin birlikte kullanılmasının değerlendirme kolaylığı sağlayabileceği söylenebilir.

Proximal femur geometrisi Alman çoban ve Kangal köpeğinde değerlendirildiğinde; protezin sap kısmının yerleşeceği medullar kanal şeklinde, kesit geometrisinde, isthmus bölgesinin yerinde belirgin bir farklılık görülmemiştir. Bunun yanında Kangal köpeğinde, caput femoris'in oransal olarak proximale daha yakın olduğu, ancak caput femoris merkezinin anatomik eksene mesafesinin her iki ırkta birbirine eşit olduğu dikkati çekmiştir. Biyomekanik test simülasyonunda ise ırklar arasında herhangi bir farklılık tespit edilmemiştir. Çalışılan kemiklerde birbirine uyumlu olarak maximum gerilmelerin genellikle kemiğin distal isthmus bölgesinde, en yüksek basma yüklenmesinin kemiğin caudo-medial, en yüksek çekme yüklenmesinin ise cranio-lateral bölgesinde olduğu tespit edilmiştir. Her ne kadar caput femoris pozisyonundaki geometrik farklılık protez sapının oturacağı bölgeye ilişkin biyomekanik simülasyona yansımamış olsa da, protez-kemik arasındaki geometrik uyumsuzluğa bağlı oluşabilecek aşırı yüklenmelerin, maksimum gerilme bölgelerinde postoperatif kırık ve benzeri sorunların riskini arttırabileceği düşünülmüştür.

ÖZET

SEVİL-KİLİMCİ F. Köpek Femur'unun İki ve Üç Boyutlu Görüntülerinde Geometrik Özelliklerin Değerlendirilmesi ve Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Biyomekanik Analizi.

Proximal femur bölgesi geometrisinin iyi anlaşılması, özellikle total kalça arthroplastisi uygulamalarında kemik-implant uyumunun değerlendirilmesi ve yeni tasarımlarının geliştirilebilmesinde önemlidir. Veteriner hekimlikte fonksiyonel ve morfolojik özelliğinden dolayı köpeklerin ortopedik hastalıklarında önemli bir yer tutan femur'a ve buna bağlı implant tasarımlarına ilişkin morfometrik çalışmalar yetersizdir. Bu çalışmada rutin olarak kullanılan röntgen ve son yıllarda yaygın olarak kullanılmaya başlanan üç boyutlu model görüntüleri ile elde edilen köpek proximal femur ölçümleri arasında farklılık olup olmadığının araştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca, ülkemizde yaygın olarak yetiştirilen, art. coxae problemlerinin sık görüldüğü ve vücut konformasyonlarında da farklılık olan Alman çoban köpeği ve Kangal köpeği proximal femur geometrisinin ırklar arasında farklılık gösterip göstermediğinin ve olası geometrik farklılıkların proximal femur mekaniğinde değişikliklere neden olup olmadığının araştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada 21 adet (11 adet Kangal Köpeği, 10 adet Alman Çoban Köpeği) köpeğe ait temizlenmiş femur kemikleri kullanılmıştır. Femur'ların öncelikle cranio-caudal, medio-lateral röntgen görüntüleri alınmış ve daha sonra üç boyutlu modellemede kullanılmak için bilgisayarlı tomografi ile kesit görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen bu kesit görüntüleri kullanılarak üç boyutlu katı model görüntüleri hazırlanmıştır. Bilgisayar ortamında üç boyutlu modellerde ve iki boyutlu görüntülerde proximal femur'a ilişkin morfometrik ölçümler alınmıştır. Ayrıca üç boyutlu femur modellerinde bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik analiz simülasyonu yapılmıştır.

Köpeklerde kalça protezi tasarımı açısından önemli olan morfometrik değerlere bakıldığında; yeniden şekillendirilen caput femoris'in yeri-pozisyonu ve protezin sap kısmının yerleşeceği proximal femur'un medullar kanal geometrisi hem röntgen görüntüleri hem de üç boyutlu kemik modelleri üzerinden değerlendirilmiş ve her iki yöntem ölçümleri arasında bazı farklılıklar bulunmuştur. Ancak tasarım açısından çok değerli olan inklinasyon açısı ve canal flare indeks değerlerinde yöntemler arası farklılık görülmemiştir. Bu sonuçlara göre, üç boyutlu ölçme yöntemi ile genel olarak amaç

açısından daha geçerli bir geometrik değerlendirme yapılabilse de, her iki yöntemin birlikte kullanılmasının değerlendirme kolaylığı sağlayabileceği düşünülmüştür.

Protezin sap kısmının yerleşeceği medullar kanal şeklinde, kesit geometrisinde, isthmus bölgesinin yerinde Alman çoban ve Kangal köpeği ırkları arasında belirgin bir farklılık görülmemiştir. Bu hayvanlarda ortalama canal flare index değerleri medio-lateral yönlü olarak 2.44-2.64 arasında, cranio-caudal yönlü olarak 1.52-1.59 arasında tespit edilmiştir. Proximal isthmus pozisyon indexi 39.59-40.43 arasında, distal isthmus pozisyon indexi ise 42.84-46.54 arasında tespit edilmiştir. Caput femoris pozisyonuna ilişkin olarak ırklar arası farklılık gösteren inklinasyon açısı değerinin Alman çoban köpeğinde ortalama 145° , Kangal köpeğinde ortalama 149° olduğu dikkati çekmiştir. Bunun yanında caput femoris merkezinin anatomik eksene mesafesinin her iki ırkta da birbirine eşit olması nedeniyle ve inklinasyon açısı daha yüksek olan Kangal köpeğinde caput femoris'in oransal olarak proximale daha yakın olduğu tespit edilmiştir. Her ne kadar mekanik test simülasyonu sonucunda ırklar arasında bir farklılık bulunmamışsa da, morfometrik değerlendirmedeki bu farklılığın aynı tip protez kullanılması durumunda protez-kemik uyumunda beklenenin dışındaki bölgelerde ve farklı miktarlarda oluşabilecek yüklenmelere neden olabileceği ve bunun sonucunda postoperatif kırık ve benzeri sorunların riskini arttırabileceği düşünülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Kangal ve Alman çoban köpeği, proximal femur morfometrisi, Kalça Protezi, Üç Boyutlu Model, Sonlu Elemanlar Metodu.

SUMMARY

SEVIL-KILIMCI F. “The evaluation of geometrical properties from two and three dimensional images on dog femora and biomechanical analysis by finite element method”

The understanding of the proximal femoral geometry is very important to develop of new prosthesis design and evaluate of bone-implant alignment on the total hip arthroplasty studies. The morphometric studies on dog femora are limited regarding implant design in veterinary medicine, although the femur is an important bone in dog orthopedics with functional and morphological properties. To investigate of differences on the measurements of canine proximal femora between the x-ray and three dimensional model images has aimed in this study. Second aim of this study has also investigated the differences on breed characteristics of geometrical and biomechanical properties of proximal femora between the German shepherd and Kangal dogs which have common hip problems and body conformation differences.

The cleaned femora of 21 dogs (11 Anatolian shepherd dogs,10 German shepherd dogs) were used in this study. The X-ray images were obtained on cranio-caudal and medio-lateral positions. The sectional images were also obtained with computed tomography. The three-dimensional solid models were also created by using these images with computer. The some measurements were obtained from proximal femora both with computer-generated three-dimensional models and two-dimensional images. The biomechanical simulation with finite element method on three-dimensional models of femora was also generated.

There were some differences on the measurements of position of femoral head and medullary canal of proximal femora between the x-ray and 3D methods. But, there were no differences between two methods at inclination angle and canal flare index which have more important data for designing of implant. The proximal femoral geometry may be evaluated more valid by three-dimensional measuring method, although the both methods may effective to this evaluation when used together. Beside, any difference was not observed on the shape of medullary canal and placement of isthmus region of the proximal femora between the Kangal and German shepherd dog. The mean values of canal flare index were observed 2.44-2.64 as medio-laterally, 1.52-1.59 as cranio-caudaly. The mean values of position of proximal and distal isthmus indices were also observed as 39.59-

40.43 and 42.84-46.54, relatively. Related with femoral head position, there was an important difference between the inclination angle of Kangal and German Shepherd dogs. The mean angle was observed as 145° and 149° on German shepherd and Kangal dogs, relatively. In proportionally, the femoral head of Anatolian shepherd dog has located on more proximal than femoral head of German shepherd dog, but the distance between the center of femoral head and the anatomical axis of bone was similar in both breeds. There were no differences between the results of biomechanical simulations of dog breeds. However, the postoperative fracture risk may increase because of unexpected loads on different parts if the same type of prosthesis is used in different neck geometry.

Key words: Kangal and German Shepherd dog, Proximal Femur Morphometry, Hip Prosthesis, Three-Dimensional Model, Finite Element method. .

KAYNAKLAR

- Abadie P, Lebel B, Pineau V, Burdin G, Vielpeau C. Cemented total hip stem design influence on adaptative cortical thickness and femoral morphology. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research* 2010; 96(2): 104-110.
- Alkan Z. *Veteriner Radyoloji*, Ankara: Mina Ajans; 1999. p. 76-153.
- Ammann P, Rizzoli R. Bone strength and its determinants. *Osteoporosis International* 2003; 14(3): s13-s18.
- An YH, Friedman RJ. *Animal Models in Ortopaedic Research*. CRC Press. Boca Raton. 1999. p. 279-304.
- Anastopoulos G, Chissas D, Dourountakis J, Ntagiopoulou PG, Magnisalis E, Asimakopoulos A, Xenakis TA. Computer-assisted three-dimensional correlation between the femoral neck-shaft angle and the optimal entry point for antegrade nailing. *Injury* 2010; 41(3): 300-305.
- Ando M, Imura S, Omori H, Okumura Y, Bo A, Baba H. Nonlinear three-dimensional finite element analysis of newly designed cementless total hip stems. *Artificial Organs* 1999; 23(4): 339-346.
- Arnoczky SP, Torzilli PA. Biomechanical analysis of forces acting about canine hip. *American Journal of Veterinary Research*. 1981; 42 (9): 1581-1585.
- Aslanbey D. *Veteriner Ortopedi ve Travmatoloji*, Özkan Matbaacılık, Ankara. 2002. p. 63-102.
- Atilla B, Öznur A, Çağlar Ö, Tokgözoğlu M, Alparslan M. Osteometry of the femora in Turkish individuals: a morphometric study in 114 cadaveric femora as an anatomic basis of femoral component design. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica Journal* 2007; 41(1): 64-68.
- Bah MT, Nair PB, Taylor M, Browne M. Efficient computational method for assessing the effects of implant positioning in cementless total hip replacements. *Journal of Biomechanics* 2011; 44(7): 1417-1422.
- Beck KA, Erb HN, Tapley K. Effect of sagittal plane positioning errors on measurement of the angle of inclination in dogs. *Veteriner Surgery* 1992; 21(5): 332-336.

- Bergh MS, Muir P, Markel MD, Manley PA. Femoral bone adaptation to unstable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs. *Veterinary Surgery* 2004; 33(3): 238-245.
- Bergman C, Siraky J, Rohlmann A, Koelbel RA. Comparison of hip joint forces in sheep, dog and man. *Journal of Biomechanics* 1984; 17(12): 907-921.
- Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, Matsumoto T, Imai K, Nakamura K. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(8): 1745-1753.
- Bloebaum RD, Ota DT, Skedros JG, Mantas JP. Comparison of human and canine external femoral morphologies in the context of total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research* 1993;27(9):1149-1159.
- Bo A, Imura S, Omori H, Okumura Y, Ando M, Baba H, White P, Zarnowski A. Fit and fill analysis of a newly designed femoral stem in cementless total hip arthroplasty for patients with secondary osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Science* 1997; 2: 301-312.
- Bouvy BM, Manley PA. Vascular and morphologic changes in canine femora after uncemented hip arthroplasty. *Veteriner Surgery* 1993; 22: 18–26.
- Boyalı B. Diş Protezinin Sonlu Elemanlar Metodu Kullanarak Yapısal Analizi. Yüksek Lisans Tezi. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze, Türkiye. 2008.
- Boyd SK, Müller R, Zernicke RF. Mechanical and architectural bone adaptation in early stage experimental osteoarthritis. *Journal of Bone and Mineral Research* 2002; 17(4): 687-694.
- Bozkus, H. Servikal spinal biomekanik çalışmalarda sonlu eleman yönteminin kullanımı. *The Journal of Turkish Spinal Surgery* 1999; 10 (3).90-98
- Brown TE, Larson B, Shen F, Moskal JT. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2002; 10(6): 385-392.
- Burr DB. The relationships among physical, geometrical and mechanical properties of bone, with a note on the properties of nonhuman primate bone. *Yearbook of Physical Antropology* 1980; 23: 109-146.

Cano J, Campo J, Vaquero JJ, Martínez González JM, Bascones A. High resolution image in bone biology II. Review of the literature. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal* 2008; 13(1): E31-35.

Chang CH, Hsu JT, Chen SI, Chen WP, Chang GL. The effect of material inhomogeneous for femoral finite element analysis. *Journal of Medical and Biological Engineering* 2002; 22(3): 121-128.

Cibulka MT. Determination and significance of femoral neck anteversion. *Physical Therapy* 2004; 84: 550-558.

Conzemius MG, Vandervoort J. Total joint replacement in the dog. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* 2005; 35(5):1213-1231.

Çaptuğ Ö, Bilgili H. Köpeklerde Kalça Displazisine Güncel Yaklaşımlar. Bölüm II.: Kalça displazisinin klinik tanı yöntemleri, *Erciyes Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 2007; 4(1): 35-42.

Çetinkaya MA, Olcay B. Köpeklerde total kalça artroplastisi: Bölüm I. *Veteriner Cerrahi Dergisi* 2006; 12(1-2-3-4): 92-96.

Cilingir AC, Uçar V, Kazan R. Three-dimensional anatomic finite element modelling of hemi-arthroplasty of human hip joint. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs* 2007; 21(1): 63-72.

Dejardin LM, Perry RL, Arnoczky SP. The effect of triple pelvic osteotomy on the articular contact area of the hip joint in dysplastic dogs: An in vitro experimental study. *Veterinary Surgery* 1998; 27: 194-202.

Denora V, Fornasier VL. Fill, fit and conformation- an anatomical and morphometric study of a hip component in total hip arthroplasty (Rippen-Link). *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 2000; 10: 239-247.

Draenert K. Stem of femoral component of a hip joint endoprosthesis. United States Patent. Patent No: 5,888,210. 1999.

Dudley RM, Kowaleski MP, Drost WMT, Dyce J. Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog. *Veterinary Radiology & Ultrasound* 2006; 47(6): 546-552.

Durmuş AS, Han MC. Bazı köpek ırklarında kalça displazisi. Doğu Anadolu Bölge Araştırmaları 2005; 106-109.

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Textbook of Veterinary Anatomy. 3rd Ed. Elsevier, USA, 2002. p. 467.

Erdoğan F. Kalça protezi. www.kalcaprotezi.org/20.02.2012

Evans HE. The skeleton, in: Miller's Anatomy of the Dog, ed: Evans HE, W.B. Saunders Comp. Philadelphia. 1993; p, 122.

Fessy MH, Seutin B, Bejui J. Anatomical basis for the choice of the femoral implant in the total hip arthroplasty. Surgical and Radiologic Anatomy 1997; 19: 283-286.

Fottner A, Peter CV, Schmidutz F, Wanke-Jellinek L, Schröder C, Mazoochian F, Jansson V. Biomechanical evaluation of different offset versions of a cementless hip prosthesis by 3-dimensional measurement of micromotions. Clinical Biomechanics 2011; 26(8): 830-835.

Franklin SP, Franklin AL, Wilson H, Schultz L, Sony-Bal B, Cook JL. The relationship of the canine femoral head to the femoral neck: An anatomic study with relevance for hip arthroplasty implant design and implantation. Veterinary Surgery 2012; 41: 86-93.

Fries CL, Remedios AM. The pathogenesis and diagnosis of canine hip dysplasia: a review. The Canadian Veterinary Journal 1995; 36(8): 494-502.

Ganz SM, Jackson J, VanEnkevort B. Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. Veterinary Surgery 2010; 39(6): 688-695.

Gemmill TJ, Pink J, Renwick A, Oxley B, Downes C, Roch S, McKee WM. Hybrid cemented/cementless total hip replacement in dogs: seventy-eight consecutive joint replacements. Veterinary Surgery 2011; 40(5): 621-630.

Ghosh S, Krishnana G, Dycea J. Image-based macro-micro finite element models of a canine femur with implant design implications. International Journal for Computational Methods in Engineering, Science and Mechanics 2006; 7: 155 – 171.

Ginja MMD, Gonzalo-Orden JM, Jesus SS, Silvestre AM, Llorens-Pena MP, Ferreira AJA. Measurement of the femoral neck anteversion angle in the dog using computed tomography. The Veterinary Journal 2007; 174: 378–383.

- Gose S, Sakai T, Shibata T, Murase T, Yoshikawa H, Sugamoto K. Morphometric analysis of the femur in cerebral palsy: 3-dimensional CT study. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2010; 30(6): 568-574.
- Guerrero TG, Montavon PM. Zurich cementless total hip replacement: retrospective evaluation of 2nd generation implants in 60 dogs. *Veterinary Surgery* 2009; 38: 70-80.
- Guo E. Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue In Cowin SC, *Bone Mechanics Handbook*. CRC Press Boca Raton.32. 2001.
- Haney DR, Peck JN. Influence of canal preparation depth on the incidence of femoral medullary infarction with Zurich cementless canine total hip arthroplasty. *Veterinary Surgery* 2009; 38(6): 673-676.
- Harada Y, Mitsuhashi S, Suzuki C, Yamashita K, Watanabe H, Akita T, Moriya H. Anatomically designed prosthesis without cement for the treatment of osteoarthritis due to developmental dysplasia of the hip: 6- to 13-year follow-up study. *Journal of Orthopaedic Science* 2007;12(2):127-133.
- Helms G, Behrens BA, Stolorz M, Wefstaedt P, Nolte I. Multi-body simulation of a canine hind limb: model development, experimental validation and calculation of ground reaction forces. *BioMedical Engineering OnLine* 2009;8:36.
- Heyman SJ, Smith GK, Cofone MA. Biomechanical study of the effect of coxofemoral positioning on passive hip joint laxity in dog. *American Journal of Veterinary Research* 1993; 54(2): 210-215.
- Holsworth IG, DeCamp CE. Coxafemoral Luxation. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of small animal surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 2002-2008.
- Huiskes R, Stolk J. Biomechanics and preclinical testing of artificial joint: the hip, ed: Mow VC., Huiskes R., *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology*, Lippincott Williams &Wilkins, Philadelphia, 2005, p: 585.
- Hulse D, Hyman B. Fracture Biology and biomechanics. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of small animal surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 1785-1792.
- Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The Journal of Arthroplasty* 1997; 12(4):444-450.

Jaechques SVN, Helsen JA, Muller M, Mattheeuws D. Geometric analysis of the proximal medullary cavity of the femur in the german shepherd dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 1998; 11: 34-41

Kara ME, Sevil-Kilimci F, Yıldırım IG, Onar V, Pazvant G. The intercondylar fossa indices on male and female dog femora. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2011; 24: 211-214.

Kawahara H, Kokubo Y, Yayama T, Uchida K, Kobayashi S, Nakajima H, Oki H, Negoro K, Mwaka ES, Orwotho NT, Baba H. Metaphyseal-loading anterolaterally-flared femoral stem in cementless total hip arthroplasty: five- to eleven-year follow-up evaluation. *Artificial Organs* 2010; 34(5): 377-383.

Kenna RV, Canine hip prosthesis, United States Patent. Patent No: 5,047,056. 1991.

Kim JS, Park TS, Park SB, Kim JS, Kim IY, Kim SI. Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2000a; 38: 603-609.

Kim JS, Park TS, Park SB, Kim JS, Kim IY, Kim SI. Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 2: 3D modelling method. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2000b; 38: 610-616.

Klipstein-Grobusch K, Georg T, Boeng H. Interviewer variability in anthropometric measurements and estimates of body composition. *International Journal of Epidemiology* 1997; 26 Suppl. 1: S174-180

Kuo TY, Skedros JG, Bloebaum RD. Comparison of human, primate, and canine femora: implications for biomaterials testing in total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research* 1998; 40(3): 475-489.

Kuo TY, Skedros JG, Bloebaum RD. Measurement of femoral anteversion by biplane radiography and computed tomography imaging: comparison with an anatomic reference. *Investigative Radiology* 2003; 38(4): 221-229.

Laine HJ, Lehto MU, Moilanen T. Diversity of proximal femoral medullary canal. *The Journal of Arthroplasty* 2000; 15(1): 86-92.

Larché, WD. Der Einfluß Mechanischer und Funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes. Doktora Tezi, Faculty of Veterinary Medicine of the Justus-Liebig-University Gießen, Frankfurter, Deutschland, 1962.

- Lee YS, Oh SH, Seon JK, Song EK, Yoon TR. 3D femoral neck anteversion measurements based on the posterior femoral plane in ORTHODOC system. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2006; 44(10): 895-906.
- Liebich HG, König HE, Maierl J. Hindlimb or pelvic limb (membra pelvina). In: Liebich HG, König HE (Ed). *Veteriner Anatomy of Domestic Mammals*. 3rd Ed. New York, Schattauer 2007. p. 225-227.
- Lieser B. *Morphologische und Biomechanische Eigenschaften des Hüftgelenks (Articulatio coxae) des Hundes (Canis familiaris)*, (Doktora Tezi), Ludwig-Maximilians-Universität München, 2003.
- Liska WD. Femur fractures associated with canine total hip replacement. *Veterinary Surgery* 2004; 33(2): 164-172.
- Madsen JS, Svalastoga E. Inclination and anteversion of collum femoris in hip dysplasia and coxarthrosis. *Acta Veterinaria Scandinavica* 1994; 35: 115-119.
- Mahaisavariya B, Sitthiseripratip K, Tongdee T, Bohez EL, Vander Sloten J, Oris P Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering. *Medical Engineering & Physics* 2002; 24(9): 617-622.
- Marcellin-Little DJ, DeYoung BA, Doyens DH, DeDyoung DJ. Canine uncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty: results of a long-term prospective evaluation of 50 consecutive cases. *Veterinary Surgery* 1999; 28(1): 10-20.
- Markel MD, Sielman E, Rapoff AJ, Kohles SS. Mechanical properties of long bones in dogs. *American Journal of Veterinary Research* 1994; 55(8): 1178-1183.
- Marsolais GS, Peck JN, Berry C, Johnson A. Femoral medullary infarction prevalence with the Zurich cementless canine total hip arthroplasty. *Veterinary Surgery* 2009; 38(6): 677-680.
- Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, *Mechanical adaptability of the skeleton*, *Skeleton Tissue Mechanics*, ed: Martin RB., Burr DB., Sharkey NA., Springer, USA 2004; p:225
- McTighe TE. *Design Considerations for Cementless Total Hip Arthroplasty* www.jisrf.org/pdf.../absDsgnCnsd1199.pdf 05.05.2012.
- Meggiolaro S. Comparison of a 3-Dimensional Model and Standard Radiographic

Evaluation of Femoral And Tibial Angles in The Dog, (Doktora tezi), Università degli Studi di Padova 2009.

Michelotti J, Clark J. Femor neck length and hip fracture risk. *Journal of Bone and Mineral Research* 1999; 14 (10): 1714-1720.

Minto BW, Brandão CV, Pereira GJ, Campagnol D, Mamprim MJ, Padovani CR, Ranzani JJ. Modular hybrid total hip arthroplasty. Experimental study in dogs. *Acta Veterinaria Scandinavica* 2011; 53:46.

Moaveni S. *Finite Element Analysis*, Prentice-Hall, Inc. United States of America 1999; p: 1-5.

Muratoğlu OK, Kurtz SM. Alternate bearing surfaces in hip replacement, *Hip Replacement: Current Trends and Controversies*, ed: Sinha R K., Marcel Dekker Inc. New York, 2002; p:1-47.

Murlimanju BV, Prabhu LV, Pai MM, Kumar BM, Dhananjaya KVN, Prashanth KU. Osteometric study of the upper end of femur and its clinical applications. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 2012; 22: 227-230.

Newman AP, Anderson DR, Daniels AU, Dales MC. Mechanics of the healed meniscus in a canine model. *The American Journal of Sports Medicine* 1989; 17(2): 164-175

Newton CD, Nunamaker DM. *Textbook of Small Animal Orthopedics* [Http://www.cal.vet.upenn.edu/](http://www.cal.vet.upenn.edu/) 15.04.2011.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E, *The Locomotor System of the Domestic Mammals*. Verlag Paul Parey, Berlin. 1986. p. 9-18s.

Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1988; 235:148-165.

Noble PC, Hedley AK, Schulzki MJ, Kelly WJ. Asymmetric hip stem. United States Patent. Patent No: 6,102,957. 2000.

Noble PC, Kamaric E, Sugano N, Matsubara M, Harada Y, Ohzono K, Paravic V. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2003a; 417: 27-40.

- Noble PC, Sugano N, Johnston JD, Thompson MT, Conditt MA, Engh CA Sr, Mathis KB. Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2003b; 417:242-252.
- Ocal MK, Sevil-Kilimci F, Yildirim IG. Geometry of the femoral condyles in dogs. *Veterinary Research Communications* 2012; 36:1-6
- OFA, Hip Dysplasia Statistics <http://www.offa.org/30.04.2012>.
- Onar V. Estimating body weight of dogs unearthed from the Van-Yoncatepe necropolis in eastern anatolia. *Turkish Journal of Veterinary and Animal Sciences* 2005; 29: 495-498.
- Özdamar K. Paket Programları ile İstatistiksel Veri Analizi -1. MINITAB, NCSS, SPSS. Kaan kitabevi, Eskişehir, 2004.
- Özsoy S, Mutlu Z, Erdikmen DO, Altunalmaz K. Using total hip prosthesis with porous-coated and interlocking system in twenty-one dogs. *Kafkas Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 2011; 17(6): 941-948.
- Page AE, Allan C, Jasty M, Harrigan TP, Bragdon CR, Harris WH. Determination of loading parameters in the canine hip in vivo. *Journal of Biomechanics* 1993; 26(4-5): 571-579.
- Palierne S, Asimus E, Mathon D, Meynaud-Collard P, Autefage A. Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs. *Research in Veterinary Science* 2006; 80: 243-252.
- Palierne S, Mathon D, Asimus E, Concordet D, Maynaud-Collard P, Autefage A. Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups. *Research in Veterinary Science* 2008; 85(3), 407-417.
- Palmer RH, Ikuta CL, Cadmus JM. Comparison of femoral angulation measurement between radiographs and anatomic specimens across a broad range of varus conformations. *Veterinary Surgery* 2011; 40: 1023–1028.
- Piermattei DL, Flo GL, DeCamp CE. *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*. 4th Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2006. p. 461-549.
- Pluot E, Davis ET, Revell M, Davies AM, James SL. Hip arthroplasty. Part 1: prosthesis terminology and classification. *Clinical Radiology* 2009; 64(10): 954-960.

Pugliese LC, Allen MJ, Dyce J. Canal flare index in german shepherd dogs, golden, retrievers and labrador retrievers presenting for total hip replacement: Implications for femoral Implant selection. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 2011; A19

Rashmir-Raven AM, DeYoung DJ, Abrams CF Jr, Aberman HA, Richardson DC. Subsidence of an uncemented canine femoral stem. *Veteriner Surgery* 1992; 21(5): 327-331.

RD, Right Diagnosis. Statistics by Country for Hip Replacement http://www.rightdiagnosis.com/h/hip_replacement/stats-country.htm.2012.

Remedios AM, Fries CL. Treatment of canine hip dysplasia: a review. *The Canadian Veterinary Journal* 1995; 36(8): 503-509.

Riser WH. The dog as a model fort he study of hip dysplasia. Growth form and development of the normal and dysplastic hip joint. *Veterinary Pathology* 1975; 12: 234-334.

Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, DeRoguin B. The morphology of the proximal femur. A threedimensional radiographic analysis. *Journal of Bone & Joint Surgery [Br]* 1992; 74: 28-32.

Rumph PF, Hathcock JT. A symmetric axis-based methods for measuring the projected femoral angle of inclination in dogs. *Veterinary Surgery* 1990; 19(5), 328-333.

Sarierler M. Comparison of femoral inclination angle measurements in dyslastic and nondyslastic dogs of different breeds. *Acta Veterinaria Hungarica* 2004; 52(2): 245-252.

Sarierler M, Yildirim IG, Ocal MK. Effect of triple pelvic osteotomy on the proximal femoral geometry in dysplastic dogs. *Research in Veterinary Science* 2012; 92(1): 142-146.

Scheerlinck T, Casteleyn PP. The design features of cemented femoral hip implants. *Journal of Bone & Joint Surgery, (Br)* 2006; 88(11): 1409-1418.

Schulz KS, Dejardin LM. Surgical treatment of canine hip dysplsia. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of Small Animal Surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 2029-2059.

Sebestyén P, Marcellin-Little DJ, DeYoung BA. Femoral medullary infarction secondary to canine total hip arthroplasty. *Veterinary Surgery* 2000; 29(3): 227-236.

Sen RK, Tripathy SK, Kumar R, Kumar A, Dhatt S, Dhillon MS, Nagi ON, Gulati M. Proximal femoral medullary canal diameters in Indians: correlation between anatomic, radiographic, and computed tomographic measurements. *The Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)* 2010;18(2): 189-94.

Shahar R, Banks-Sills L, Eliasy R. Stress and strain distribution in the intact canine femur: finite element analysis. *Medical Engineering and Physics* 2003; 25: 387-395.

Sharar R, Banks-Sills L. A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *Journal of Biomechanics* 2004; 37: 1849–1859.

Sidebotham CG. Canine femoral stem system. United States Patent. Patent No: US 7,547,328 B2. 2009.

Simon SM, Ganesh R, Ayyappan S, Rao GD, Kumar RS, Kundave VR, Das BC. Incidences of pelvic limb fractures in dogs: A survey of 478 cases, *Veterinary World* 2010; 3(3):120-121.

Simpson DJ, Lewis DD. Fractures of the femur. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of small animal surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p.2059-2089.

Skurla CP, Pluhar GE, Frankel DJ, Egger EL, James SP. Assessing the dog as a model for human total hip replacement. Analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem. *Journal of Bone & Joint Surgery (Br)* 2005; 87b: 120-127.

Sugano N, Noble PC, Kamaric E, Salama JK, Ochi T, Tullos HS. The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. *Journal of Bone & Joint Surgery, (Br)* 1998; 80(B): 711-719.

Sumner DR, Turner MT, Galante JO. Symmetry of the canine femur: Implications for experimental sample size requirements, *Journal of Orthopaedic Research* 1988; 6, 758-765

Sumner DR, Devlin TC. The geometry of adult canine proximal femur. *Journal of Orthopaedic Research* 1990; 8: 671-677.

Sumner DR, Turner TM, Urban RM, Galante JO. Experimental studies of bone remodeling in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1992; 276: 83-90.

Sumner DR, Turner TM, Igloria R, Urban RM, Galante JO. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *Journal of Biomechanics* 1998; 31: 909-917.

Swiderski JK, Radecki SV, Park RD, Palmer RH. Comparison of radiographic and anatomic femoral varus angle measurements in normal dogs. *Veteriner Surgery* 2008; 37(1):43-48.

Szivek JA, Magee FP, Hanson T, Hedley AK. Strain redistribution in the canine femur resulting from hip implants of different stiffness. *Journal of Investigative Surgery* 1994; 7: 95-110.

Tekcan A. Üç Boyutlu Femur Modelinde Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Diz Eklemine Yük İletilmesinin Değerlendirilmesi. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Uzmanlık Tezi, Eskişehir, Türkiye. 2008.

Terzioğlu H, Kurşunoğlu S. Osseoentegre İmplantlarda; İmplant Boyu ve Çapının Stres Dağılımı Üzerine Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri, Ankara, Türkiye, 2011.

The Kennel Club. www.the-kennel-club.org.uk/services/public/breed/standard.08.06.2012

Todhunter RJ, Lust G. Hip dysplasia: Pathogenesis. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of small animal surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 2009-2018.

Tomlinson JL, Johnson JC. Quantification of measurement of femoral head coverage and Norberg angle within and among four breeds of dogs. *American Journal of Veterinary Research* 2000; 61: 1492-1500.

Tomlinson J, Fox D, Cook JL, Keller GG. Measurement of femoral angles in four dog breeds, *Veterinary Surgery* 2007; 36: 593-598.

Topcu M, Tasgetiren S. Mühendisler için sonlu elemanlar metodu, www.sonluelemanlar.com. 2008.

Townsend KL, Kowaleski MP, Rajala-Schulz P, Johnson KA. Radiographic analysis of Biomedtrix Cemenless Femoral Stem İmplants as a Predictor for Subsidence. 17th annual American College of Veterinary Surgeons Symposium, Chicago, IL, October 2007.

Trabelsi N, Yosibash Z, Milgrom C. Validation of subject- specific automated p-FE analysis of the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 2009; 42: 234-241.

- Trabelsi N, Yosibash Z, Wutte C, Augat P, Eberle S. Patient-specific finite element analysis of the human femur- a double- blinded biomechanical validation. *Journal of Biomechanics* 2011; 44: 1666-1672.
- Unnanuntana A, Toogood P, Hart D, Cooperman D, Grant RE. Evaluation of proximal femoral geometry using digital photographs. *Journal of Orthopaedic Research* 2010; 28(11): 1399-1404.
- Uslu U. Tomografik Görüntü Verilerinden 3 Boyutlu Cad Modelinin Oluşturulması. Yüksek lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye. 2006.
- Uzun Ö. Deneysel endodontide üç boyutlu rekonstruksiyon çalışmaları. *G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007; 24(3): 181-186.
- VanReitbergen B, Müller R, Ulrich D, Rügsegger P, Huiskes R, Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions. *Journal of Biomechanics* 1999; 32: 443-451.
- Vasseurs PB. Stifle joint. In: Slatter D. (Ed). *Textbook of Small Animal Surgery*. 2nd Ed. Philadelphia: Elsevier Science; 2003. p. 2090-2133.
- Weigel JP, Wasserman JF. Biomechanics of the normal and abnormal hip joint. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* 1992; 22(3): 513-528.
- Weinans H, Huiskes R, VanReitbergen B, Sumner DR, Turner TM, Galante JO. Adaptive bone remodeling around bonded noncemented total hip arthroplasty: A comparison between animal experiments and computer simulation. *Journal Orthopaedic Research* 1993;11: 500-513.
- Wirtz DC, Pandorf T, Portheine F, Radermacher K, Schiffers N, Prescher A, Weichert D, Niethard FU. Concept and development of an orthotropic FE model of the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 2003; 36: 289-293.
- Yosibash Z, Trabelsi N, Milgrom C. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of Biomechanics* 2007; 40: 3688-3699.

ÖZGEÇMİŞ

1977 Yılında Almanya'nın Köln şehrinde doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini İzmir'de tamamladı. 1994 yılında Celal Bayar Üniversitesi Turgutlu Meslek Yüksekokulu İnşaat Programına başladı ve 1996 yılında tamamladı. 1996-1998 yılları arasında mimari büro ve şantiyelerde İnşaat Teknikeri olarak görev aldı. 1998 yılında Adnan Menderes Üniversitesi Veteriner Fakültesi'nde eğitimine başladı 2004 yılında mezun oldu. Aynı yıl Adnan Menderes Üniversitesi Veteriner Fakültesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Anatomi Anabilim Dalında Yüksek Lisans öğrenimine başladı ve 2005 yılında araştırma görevlisi olarak atandı. "Tavşan Femur'unun Morfometrik ve Biyomekanik Özellikleri Üzerine Ovariektominin Etkisi" konulu tezi ile Yüksek Lisans öğrenimini 2006 yılında tamamlayarak Doktora öğrenimine başladı. Halen Adnan Menderes Üniversitesi Veteriner Fakültesi'nde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

TEŞEKKÜR

Tezimin tüm aşamalarında, bilgisini, tecrübesini, engin hoş görüsünü ve desteğini esirgemeyen Danışmanım Sayın Prof. Dr. M. Erkut KARA'ya teşekkürü bir borç bilirim. Kendisinden sadece akademik çalışmalar konusunda değil, bir akademisyende bulunması gereken bilgi, görgü, anlayış ve vizyon konusunda da çok şey öğrendim.

Tez izleme komitesinde bulunan Prof. Dr. M. Kamil ÖCAL ve Prof. Dr. Murat SARIERLER'e bilgi ve tecrübeleri sürekli benimle paylaşarak vermiş oldukları destekten dolayı,

Bilgisayar destekli tasarım programlarını bana öğreten, mekanik konusundaki bilgi birikimini benimle sürekli paylaşan Koçarlı MYO Öğretim Görevlisi E. Barış KAYHAN'a anlayış, sabır ve desteğinden dolayı,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Prof. Dr. Hasan ERDEN'e ve Prof. Dr. İlknur DABANOĞLU, DOÇ. Dr. Erkut TURAN'a, Arş. Gör. İ. Gökçe YILDIRIM, Arş. Gör. Ö.Gürkan DİLEK, Arş. Gör. S. Said SABANCI ve Vet. Hek. M. Utkan ÖREN'e tez süresince gösterdikleri anlayış ve yardımlarından dolayı,

Tezimin materyal teminindeki desteklerinden dolayı Prof. Dr. Vedat ONAR'a,

Görüntüleme konusunda kişisel destekleri olan Barış Tıbbi Görüntüleme Merkezinden Dr. Vahit ÖZENER ve Teknisyen İsa PARLAK'a, Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji AD öğretim üyeleri, araştırma görevlisi ve teknisyenlerine tez süresince gösterdikleri tüm yardımlarından dolayı,

Modelleme ve analiz aşamasında bilgi birikimlerini benimle paylaşan AYTASARIM firmasından Ayberk YAĞIZ'a, AKRO Mühendislik firmasından Can ÖZCAN'a, İnfotron firmasından Hakan ERKURT'a desteklerinden dolayı,

Hayatımın her döneminde sabır, anlayış ve desteklerini esirgemeyen eşim Nuri KİLİMCİ'ye, ikizime, diğer tüm aileme ve arkadaşlarıma,

TEŞEKKÜRÜ BİR BORÇ BİLİRİM.