

**TOTAL DİZ ARTROPLASTİLİ HASTALARDA
KİNEMATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARIN İNCELENMESİ**

Umut ALTINKAYNAK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**OCAK 2007
ANKARA**

Umut ALTINKAYNAK tarafından hazırlanan TOTAL DİZ ARTROPLASTİİ
HASTALARDA KİNEMATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARIN
İNCELENMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Şefaaddin YÜKSEL
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Makine Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. Serap ALSANCAK

Üye : Prof. Dr. Yaşar HONDUR

Üye : Doç. Dr. Şefaaddin YÜKSEL

Üye : Doç. Dr. Güneş YAVUZER

Üye : Yrd. Doç. Dr. Metin U. SALAMCI

Tarih : 02 / 02 / 2007

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Umut ALTINKAYNAK

**TOTAL DİZ ATROPLASTİLİ HASTALARDA KİNEMATİK VE DİNAMİK
DAVRANIŞLARIN İNCELENMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

Umut ALTINKAYNAK

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Ocak 2007**

ÖZET

İnsan dizi; karşılaşılan ağırlı, yıpranma ve fonksiyon kısıtlılığı durumlarında, total diz artroplastisi cerrahi girişimi ile uygulanan diz protezi sayesinde mekanik kısıtlılıktan kurtarılır ve yürüyüş tıbben normal ve konforlu hale getirilir. Normal veya patolojik yürüyüş, özel donanım ve yazılımlara sahip yürüme analizi laboratuvarlarında tanımlanır. Yürüme analiz sistemleri; bir alt ekstremité modeli ve ters dinamik yöntemi ile eklemlerde oluşan momentleri hesaplar. Yürüme analiz sistemlerinin kullandığı alt ekstremité modeli eklemlerde bulunan bağları ve eklem yüzeylerini ifade etmediğinden sagittal düzlemde alt ekstremité modeli ve diz eklemi modeli birlikte kullanılmıştır. Böylece yürümenin fazlarında eklem yüzeylerinin ve bağlarının etkisi modele dahil edilmiş, diz protezi uygulananlarda karşılaşılabilecek, diz protezi parçalarının eklem ekseninden sapmaları incelenmiştir.

Bu çalışmayla, hastalar üzerinde yapılan yürüyüş analizlerinden normal kabul edilen diz fleksiyon-ekstansiyon momentlerinin ve diz bağlarının boylarındaki değişimin ancak ideal diz protezi uygulamaları ile elde edilebileceği tespit edilmiştir.

Bilim Kodu : 914.1.084
Anahtar Kelimeler : Artroplasti, yürüme analizi, total diz
Sayfa Adedi : 109
Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Şefaatdin YÜKSEL

**INVESTIGATION OF THE DYNAMIC AND KINEMATIC BEHAVIOUR
IN PATIENTS WITH TOTAL KNEE ARTHROPLASTY**

(M.Sc. Thesis)

Umut ALTINKAYNAK

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

January 2007

ABSTRACT

Human knee becomes free of mechanical restriction by using knee prosthesis as surgical application (total knee arthroplasty) in cases of pain, wear and functional restriction; and patient's gait becomes medically normal and comfortable. Normal or pathological gait is determined in gait analysis laboratories equipped with special hardware and software. Gait analysis systems calculate moments occurring on articulations by a lower extremity model and inverse dynamic method. However, lower extremity model where those systems are used does not express ligaments of the articulations and surfaces of articulations. In this study, lower extremity model and knee articulation model are used together on sagittal plane. Doing this effects of articulation surfaces and ligaments could be included in the phases of gait. In this way, deviations of knee prosthesis components from articulation axis which may be encountered in knee prosthesis applications have been investigated.

In this study, it has been observed in the cases that the required knee flexion – extension moments can only be obtained with an ideal knee prosthesis application and changes in the lengths of ligaments can occur within normal ranges.

Science Code : 914.1.084

Key Words : Arthroplasty, gait analysis, total knee

Page Number: 109

Adviser : Assoc. Prof. Dr. Şefaaddin YÜKSEL

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca sabrını, desteğini ve bilimsel yardımlarını hiç esirgemeyen kıymetli hocam Doç. Dr. Şefaaddin YÜKSEL'e, en değerli zamanlarını yürümenin temelleri konusunda bilgilenmem için ayıran ve desteklerini esirgemeyen A.Ü. SHMYO öğretim üyesi Prof. Dr. Serap ALSANCAK'a, en yoğun zamanlarında yürüme analizi laboratuvarının kullanılmasını ve yürüme analizlerinin yapılmasını sağlayan A.Ü. F.T.R. A.D. öğretim üyesi Doç. Dr. Güneş YAVUZER'e, artroplasti uyguladığı hastaların analizi için yardımcı olan ve bilgi birikimlerini çalışmalarımda kullandığım Gazi Ü. Ortopedi ve Travmatoloji A.D. öğretim üyesi Prof. Dr. Necdet ALTUN'a, G.A.T.A Ortopedi ve Travmatoloji A.D. öğretim üyesi Prof. Dr. Sabri ATEŞALP'e ve Doç.Dr. Servet TUNAY'a, A.Ü. Ortopedi ve Travmatoloji A.D. öğretim üyesi Prof. Dr. Bülent ERDEMLİ'ye, eğitimimin her döneminde sonsuz emeklerini gördüğüm annem ve babam'a ve bugüne kadar varolmamı sağlayan vatanım TÜRKİYE CUMHURİYETİ'ne şükranlarımı ve saygılarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1. GİRİŞ	1
2. ANATOMİK DÜZLEMLER VE İMPLANTLAR	5
2.1. Düzlemler ve Eksenler	5
2.1. Eklemler.....	6
2.3. İmplantlar.....	8
3. YÜRÜME ANALİZİ	14
3.1. Normal ve Patolojik Yürüme	14
3.2. Yürüme Siklusu.....	14
3.3. Eklem Hareketleri	17
3.4. Terminoloji	18
3.5. Yürüme Analizi.....	21
3.6. Yürüme Analizinin Amacı.....	22
3.7. Yürüme Analizi Laboratuvarı.....	23
3.8. Link Segment Model ve Alt Ekstremitte Modeli.....	24
3.8.1. Uzunların antropometrik verileri.....	25

Sayfa

3.8.2. Anatomik açılar	26
3.8.3. Eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri	27
3.8.4. Model çözümleri.....	28
4. DİZ EKLEMİ MODELİ VE ARTROPLASTİ	33
4.1. Diz Eklemi	33
4.1.1. Eklem kemik yapısı	33
4.1.2. Bağlar (ligamentler).....	34
4.2. Diz Eklemine Biyomekaniği	35
4.3. Total Diz Artroplastisi.....	37
4.3.1. Total diz protezleri.....	38
4.3.2. Sabitleme teknikleri	42
4.3.3. Biyolojik malzemeler.....	44
4.3.4. Total diz protezinin parçaları	45
4.3.5. Artroplasti öncesi hazırlık.....	46
4.4. Diz Modeli	51
4.5. Diz Eklemine Matematik Modeli	53
4.5.1. Koordinat dönüşümü	54
4.5.2. Eklem yüzeyleri.....	56
4.5.3. Temas noktaları ve normal kuvvet	56
4.5.4. Ligament boyları ve ligament kuvvetleri.....	58
4.5.5. Eksternal moment.....	61
4.5.6. Model çözümleri.....	62
5. MATERYAL VE METOD	65

Sayfa

5.1. Tibial Kartuşun Sapması	65
6. BULGULAR VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR	69
6.1. Deneysel Çalışmalar.....	73
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	79
KAYNAKLAR.....	82
EKLER.....	85
EK-1 Oluşturulan programın akış diyagramı	86
EK-2 Olgu 1 yürüme analizi sonuçları	87
EK-3 Olgu 1 röntgenler ve resimler	89
EK-4 Olgu 2 yürüme analizi sonuçları	90
EK-5 Olgu 2 röntgenler ve resimler	94
EK-6 Olgu 3 yürüme analizi sonuçları	95
EK-7 Olgu 3 röntgenler ve resimler	97
EK-8 Model verileri ve çözümleri.....	98
EK-9 Tibial kartuşun yatay ekseninde sapması ve bağ kuvvetleri değişimi.....	101
EK-10 Tibial kartuşun düşey ekseninde sapması ve bağ kuvvetleri değişimi	103
EK-11 Tibial kartuşun açısal sapması ve bağ kuvvetleri değişimi.....	105
EK-12 Tibial kartuşun ters açısal sapması ile bağ kuvvetleri değişimi	107
ÖZGEÇMİŞ.....	109

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Alt ekstremitte modelinde kullanılan antropometrik veriler.....	31
Çizelge 4.1. Bağların femur ve tibiaya tutunma noktaları	55
Çizelge 4.2 Bağların rijitliği	59
Çizelge 4.3. Bağların gerilme oranları	60
Çizelge 6.1. Yürümenin fazlarında diz momentleri ve tibial kartuşun sapmaları	69
Çizelge 6.2. Hastanın antropometrik verileri (Olgu 1)	74
Çizelge 6.3. Olgu 1'in yürümenin fazlarına göre diz momentleri.....	74
Çizelge 6.4. Hastanın antropometrik verileri (Olgu 2)	75
Çizelge 6.5. Olgu 2'nin yürümenin fazlarına göre diz momentleri.....	76
Çizelge 6.6. Hastanın antropometrik verileri (Olgu 3)	77
Çizelge 6.7. Olgu 3'ün yürümenin fazlarına göre diz momentleri.....	78

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Anatomik düzlemler	3
Şekil 2.2. Eklemler	7
Şekil 2.3. Diz ekleminin fleksiyonu	7
Şekil 2.4. Diz ekleminin rotasyonu.....	8
Şekil 3.1. Yürüme siklusunun şematik gösterimi	14
Şekil 3.2. Destek ve salınım fazlarının alt grupları	16
Şekil 3.3. Eklem hareketleri	17
Şekil 3.4. Yürüme analizinde bazı tanımlamaların şematik açıklaması	18
Şekil 3.5. Yürüme analizi şematik gösterimi	22
Şekil 3.6. İki boyutlu link segment model	24
Şekil 3.7. Alt ekstremite modeli diz fleksiyon momentleri	32
Şekil 3.8. Alt ekstremite modeli ayak bileği fleksiyon momentleri	32
Şekil 4.1. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonu	34
Şekil 4.2. Çapraz bağlar	35
Şekil 4.3. Ani dönme merkezleri	36
Şekil 4.4. Total diz eklemi	38
Şekil 4.5. Unicompartmental diz protezi	38
Şekil 4.6. Diz eklemi revizyonu	39
Şekil 4.7. Sagital düzlemde total diz protezi uygulaması	40
Şekil 4.8. Biyolojik tutunma	43
Şekil 4.9. Distal femoral kesim	47

Şekil	Sayfa
Şekil 4.10. Femoral komponentin boyutlandırılması	47
Şekil 4.11. Anterior ve posterior kondiler kesim	48
Şekil 4.12. Chamfer kesimleri	48
Şekil 4.13. Tibial kesi	47
Şekil 4.14. Tibial plate ve kartuşun yerleştirilmesi	49
Şekil 4.15. Patellar kesi.....	50
Şekil 4.16. Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları.....	49
Şekil 4.17. Chittajallu ve Khort'un diz modeli	51
Şekil 4.18. Ellis ve arkadaşlarının diz modeli	53
Şekil 4.19. Sagital düzlemde artroplasti uygulanmış diz modeli	54
Şekil 4.20. Sagital düzlemde diz modeli.....	55
Şekil 4.21. Diz modeli fleksiyon momentinin yürüme çevrimi ile değişimi	63
Şekil 5.1. Tibial kartuşun sagital düzlemde yatay eksen de kayması.....	66
Şekil 5.2. Tibial kartuşun düşey eksen de sapması.....	66
Şekil 5.3. Tibial kartuşun sagital düzlem de açıl sapması	67
Şekil 5.4. Tibial kartuşun sagital düzlem de ters açıl sapması.....	68
Şekil 6.1. Tibial kartuşun yatay eksen den 0.005 cm'lik sapması.....	70
Şekil 6.2. Tibial kartuşun düşey eksen den 0,05 cm sapması	70
Şekil 6.3. Tibial kartuşun 2° sapma durumunda diz fleksiyonuna etkisi.....	71
Şekil 6.4. Tibial kartuşun 2° ters sapma durumunda diz fleksiyonuna etkisi	72

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Eksternal fiksator.....	9
Resim 2.2. Kortikal vida	12
Resim 2.3. Düz plak çeşidi.....	12
Resim 2.4. Kalça protezi	13
Resim 2.5. Total diz protezi	13
Resim 4.1. Trikompartmental diz protezi	40
Resim 4.2. Total diz protezli dizin röntgeni.....	42
Resim 4.3. Femoral parça, tibial plate, tibial insert ve patellar parça.....	45

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
r	Uzuvların (uyluk, baldır, ayak) alt çevre ölçüleri
R	Uzuvların üst çevre ölçüleri
L	Uzuvların boyları
CoM	Uzuvların kütle merkezlerinin distal uçtan uzaklıkları
m	Uzuvların kütleleri
I_z	Uzuvların sagittal düzlemde atalet momentleri
θ	Uzuvların birbirleriyle yaptıkları açı
α	Uzuvların anatomik açıları
rp	Uzuvların kütle merkezlerinin proksimallerine olan uzaklıkları
rd	Uzuvların kütle merkezlerinin distallerine olan uzaklıkları
Rxp, Ryp	Uzuvların proksimallerindeki reaksiyon kuvvetleri
Rxd, Ryd	Uzuvların distallerindeki (ilgili eklem) reaksiyon kuvvetleri
ma_x, ma_y	Uzuvların kütle merkezlerindeki kuvvet bileşenleri
Mzp	Uzuvların proksimallerindeki (ilgili eklem) moment
Mzd	Uzuvların distallerindeki (ilgili eklem) moment
$\dot{\alpha}$	Uzuvların açısal hızları
$\ddot{\alpha}$	Uzuvların açısal ivmeleri
a_t	Uzuvların açısal ivmelerinin teğetsel bileşeni
a_n	Uzuvların açısal ivmelerinin normal bileşeni
F_t	Uzuvların kütle merkezlerindeki kuvvetlerin teğetsel bileşeni
F_n	Uzuvların kütle merkezlerindeki kuvvetlerin normal bileşeni
F_{tx}, F_{ty}	Uzuvların kütle merkezlerindeki teğetsel kuvvetlerin kendi eksen takımlarına göre bileşenleri
F_{nx}, F_{ny}	Uzuvların kütle merkezlerindeki normal kuvvetlerin kendi eksen takımlarına göre bileşenleri

Simgeler	Açıklama
X,Y	Ligamentlerin femoral koordinat sistemine göre femura tutundukları noktalar
x,y	Ligamentlerin tibial koordinat sistemine göre tibiaya tutundukları noktalar
x_0,y_0	Femur ve tibia'nın kendilerine ait orijin noktalarının birleşimi
F_1,F_2	Sırasıyla femur ve tibia'nın şeklini (profilini) ifade eden denklemler
m_1,m_2	Femur ve tibia'nın temas noktalarındaki teğetlerinin eğimi
n_1,n_2	Femur ve tibia'nın temas noktalarındaki teğetlerinin normalleri
FXC, TXC	Femur ve tibia'nın kendi eksen takımlarının yatay bileşenlerine göre kesişim noktaları
N	Femur ve tibia'nın temas noktalarındaki normal kuvvet
γ	Femurun temas noktasındaki teğetin normalinin kendi eksen takımının yatay bileşeni ile yaptığı açı
N_x,N_y	Normal kuvvetin tibial koordinat sistemine göre bileşenleri
ε	Ligamentlerin gerilme oranları
k	Ligament rijitlikleri
L_b	Ligamentlerin hareketin ilk başlama durumundaki boyları
L_n	Ligamentlerin nötral durumdaki boyları
L_s	Anlık ligament boyu
f_x,f_y	Ligamentlerin femoral koordinat sistemine göre tibiaya tutundukları noktalar
Fx,Fy	Ligament kuvvetlerinin tibial koordinat sistemine göre bileşenleri
TYC	Tibia'nın kendi eksen takımına göre yataydaki temas noktası
Δt	Uzuvların açılarının değişim aralığı
xd,yd	Ligament kuvvet bileşenlerinin tibia kütle merkezine etkidikleri kuvvet kolları
x_s	Tibial kartuşun sagittal düzlemde yatay eksenden kayma miktarı
y_s	Tibial kartuşun sagittal düzlemde düşey eksenden kayma miktarı
α_s	Tibial kartuşun açısal ve ters açısal sapması

Simgeler	Açıklama
M_{Nx}	Kontak kuvvetin yatay bileşeninin moment etkisi
M_{Ny}	Kontak kuvvetin düşey bileşeninin moment etkisi
M_{Lx}	Bağ kuvvetinin yatay bileşeninin moment etkisi
M_{Ly}	Bağ kuvvetinin düşey bileşeninin moment etkisi

Kısaltmalar	Açıklama
LCL	Lateral Collatarel Ligament
MCL	Medial Collatarel Ligament
ACL(A)	Anterior Cruciate Ligament (Anterior)
ACL(P)	Anterior Cruciate Ligament (Posterior)
PCL(A)	Posterior Cruciate Ligament (Anterior)
PCL(P)	Posterior Cruciate Ligament (Posterior)

1. GİRİŞ

Protezler ve protez diz eklemleri; akademik ve mühendislik alanında ciddi ilerlemeler kaydeden, ilginç ve ar-ge faaliyetlerine önemli ölçüde pay ayrılan bir konudur. Giderek yaygınlaşan ve geniş bir uygulama sahası bulunan implantlar; malzemecilerin, mekanizmacıların ve hatta termodinamikçilerin bilimsel ve üretimsel yaklaşım ve tasarımlarıyla tıbbın sıklıkla başvurduğu ve başarılı olduğu bir tedavi yöntemi haline gelmiştir [1,2].

Bugün diz eklemlerinin revizyonunu gerektiren durumlarda “Total Diz Artroplastisi” yöntemi kullanılmaktadır. Eklem işlevini yitirmiş kısımlarının atılarak yerine yapay diz eklemlerinin takılmasını izah eden bu yöntem hassas bir cerrahi uygulamayı gerektirir [3-5].

Yürümeyi ilgilendiren tedavi yöntemlerinin sonuçları konusunda fikir edinebilmek için yürüme analizi laboratuvarlarından faydalanılabilmektedir [6-9]. Yürüme analizi laboratuvarlarında 3. bölümde bahsedilen özel donanım ve yazılımlarla eklemlerde oluşan açısız değişimler, ayağı gelen yer reaksiyon kuvvetleri ve moment algılanır. Böylece hastanın antropometrik özellikleride kullanılarak eklemlerde oluşan momentler hesaplanır ve değerlendirilir.

Yürüme analizi sistemi “link segment model” ile ifade edilen bir alt ekstremité modeli kullanır. Bu model ile sistemden elde edilen veriler kullanılarak ayakta kalça eklemine kadar hesaplar geriye doğru yinelenir. Böylece tüm eklemlerde oluşan momentler elde edilir [10-13].

Yürüme analizinde kullanılan “link segment model” bir alt ekstremité modelidir, ancak eklem yüzeylerini ifade etmez. Bu çalışmada alt ekstremité modelinden elde edilen veriler ile diz eklemi modeli birlikte kullanılmıştır [14].

Artroplasti yöntemlerini ve bağların fonksiyonel anatomisini içeren çalışmalar çoğunlukla cerrahi tekniklerin izahını kapsamaktadır [15-28]. Oysa dizin hareketinin tam kapsamı model çalışmalarıyla tespit edilebilmektedir.

Diz eklemi modeli üzerine literatürde yer alan çalışmalar çoğunlukla iki boyutlu ve bağlaşık dört çubuk mekanizması şeklinde olmaktadır.

İnsan dizinde yer alan yan ve çapraz bağların (ligament) dört çubuğu tamamladığı ve bağlaşık birkaç dört çubuk mekanizması kullanılması durumunda ise çok serbestlik derecesinin doğduğu böylece çözüm için optimizasyon tekniklerinin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur [29,30].

Ayrıca diz modelinde eklem yüzeylerinin ifade edildiği çalışmalar tespit edilmiştir. Bunlar eklemi oluşturan parçaların eklem hareketi sırasında bir noktada kesiştiklerini ve bu noktalardaki teğetlerin birbiri ile ilişkilendirilerek modellendiği çalışmalardır [31].

Dördüncü bölümde diz modeli çalışmalarına yer verilmiş ve beş majör bağın yer aldığı bir diz modeli ele alınmıştır. Eklem yüzeylerini ifade eden bu model ile yapay diz protezlerini oluşturan parçaların eksenel veya açısal sapmasını ifade edebilecek ilaveler yapılabilmektedir.

Bu çalışmada diz eklemi modeli, alt ekstremité modeli ve yürüme analizi laboratuvarından elde edilen verilerin birlikte kullanılması ile total diz artroplastisi sırasında veya sonrasında oluşabilecek hataların etkileri hakkında anlamlı sonuçlar elde edilebilmesinin mümkün ve gerekli olduğu kanısı hakim olmuştur.

Literatürde total diz protezi uygulamalarının sonuçları konusunda yapılan çalışmalar genellikle uygulama öncesi ve uygulama sonrası karşılaştırmaları, çift taraflı uygulama durumunda ekstremiteler (uzuvlar) arasındaki yürüyüş farklılıklarının ve nedenlerinin araştırılmasını ve farklı protez markalarının mekanik fonksiyonlarının karşılaştırılmasını içermektedir.

Yasuhiko ve arkadaşları, çalışmalarında; yürüme sırasında diz eklemine gelen direnç kuvvetlerinin ve diz eklemının açısal değışiminin total diz protezi uygulaması öncesinde ve sonrasında karşılaştırmalarını yapmaktadırlar. Sagital düzlemde yatay ve dikey yer reaksiyon kuvvetlerinin bileşkesinin diz ekleminde oluşturduğu momenti ve yürüme sırasında gerçekleşen eklem açılarını değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri verilere göre uygulamadan sonra hastanın rehabilitasyonu ile normal kabul edilen bir yürüme şekline kavuşulabileceği söylenebilmektedir [1].

Sachiko ve arkadaşları total diz protezi uygulamalarında protez parçalarının yapıştırılması için kullanılan çimentonun etkileri üzerinde çalışmışlardır. Çimento kullanılan diz protezi uygulamaları ile çimento kullanılmayan diz protezi uygulamalarının karşılaştırmasını yapmışlar ve sonuçta çimentolu diz protezlerinin ortalama yürüme hızına çimentosuz diz protezlerinden 2 hafta daha erken ulaştığını göstermişlerdir [2].

PCL (Posterior Cruciate Ligament)'nin korunduğı ve korunmadığı total diz protezi uygulamalarının diz kinetiğine etkileri konusunda çalışan Villardi ve arkadaşları; bu iki durum için yürüyüşün fazlarında diz momentlerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta, uygulamalarda PCL'nin korunmasının anlamlı derecede önemli olduğunu göstermişlerdir [3].

Rossi ve arkadaşları [4] diz fleksiyon (bükölme) ve ekstansiyon (açılma) momentlerinin diz protezi uygulamaları öncesinde ve sonrasında karşılaştırmalarını yapmışlar, diz protezlerinin 3-6 aydan sonra maksimum momenti üretebildiğini göstermişlerdir.

Gerritsma'nın çalışmaları ise 4-6 yıldan sonra total diz protezi uygulamalarında karşılaşılabilen protez parçalarının kayması, gevşemesi ve aşınması durumlarını içermektedir. Gerritsma; bu durumların sonuçlarından çok nedenleri ve sıklıkları üzerinde durmuştur [5].

Gerritsma'nın çalışmalarında bahsettiği hususlar; uygulama sırasında; istenen eksenenden olabilecek sapmalar, parçaların tutturulduğu yüzeyde meydana gelebilecek kaymalar, birleştirici malzemelerin gereğinden fazla kullanılabilmesi ve protez profilinde oluşabilecek hasarlar, tıbben normal kabul edilen yürüme şeklini patolojik veya konforsuz bir yürüme haline dönüştürebilmektedir.

Bu çalışmada diz protezini oluşturan parçaların eksenel veya açısal sapmaları durumunda; yürümenin değişik fazlarında etkileri ve bağların kuvvetlerinin bu durumlardan nasıl etkilendiği incelenmiştir. Ayrıca üç ayrı hasta üzerinde yürüyüş analizi yapılmış ve model sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

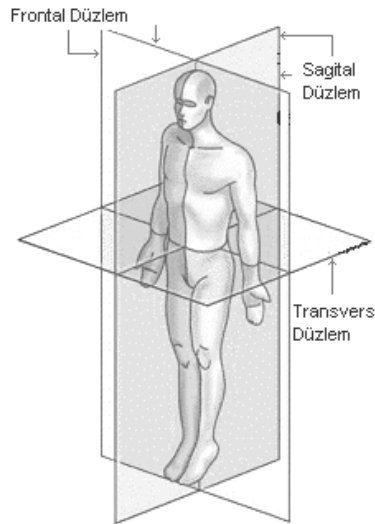
Mühendisliğin tıp literatürüne kazandıracadı bu çalışmanın artroplasti uygulanan hastalara yönelik değerli bir referans olacadı düşünülebilir.

2. ANATOMİK DÜZLEMLER VE İMPLANTLAR

İnsan vücudunun aldığı pozisyona göre vücut kısımlarının durum ve yerlerinin tarifi karışıklığa neden olabileceği için vücut kısımları anatomik pozisyona göre tarif edilir. Topukların birleşik, baş ve omuzların dik, yüz ve avuç içleri öne, gözler karşıya bakacak şekilde ayakta duran pozisyon, anatomik pozisyon olarak adlandırılır [3,4].

2.1. Düzlemler ve Eksenler

İnsan vücudunun kısımları ve hareketleri, uzayda üç eksen ve düzlemde incelenir ve tarif edilir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Anatomik düzlemler [4,6]

Anatomik düzlemler; *sagittal* düzlem, *transverse* düzlem (*horizontal*) ve *frontal* (*koronal*) düzlemlerdir. Önden arkaya ve yukarıdan aşağıya doğru uzanan yere dik olan düzlem *sagittal* düzlemdir. Vücudu sağ ve sol olarak iki parçaya ayırır. Eğer bu düzlem vücudu orta hattın geçerek iki eşit parçaya ayırıyorsa *midsagittal* düzlem adını alır. Buna paralel olan düzlemlere ise *parasagittal* düzlemler denir. Yere paralel uzanan düzlem ise *transverse* (*horizontal*) düzlem ile tarif edilir. *Frontal* (*koronal*) düzlem ise sağdan sola ve yukarıdan aşağıya yere dik olarak uzanan düzlemdir [4, 6].

Anatomik eksenler ise *sagital* eksen, *transverse* eksen ve *vertical* eksen ile tarif edilir. Önden arkaya, yere paralel uzanan eksen *sagital* eksen, sağdan sola ve yere paralel uzanan eksen *transverse* eksen ve yukarıdan aşağıya, yere dik uzanan eksen ise *vertical* eksendir [6].

2.2. Eklemler

İskelet sisteminde iki yada daha çok elemanın birbiriyle temas ettikleri veya bağlandıkları yapıya eklem (artikülasyon) denir. Bu yapılar yardımıyla kemikler rahatça hareket edebilmektedirler. Sinartrotik eklemler (az veya hiç hareket etmeyen eklemler) ve diartrotik eklemler (hareket eden eklemler) olarak iki tür eklem bulunur.

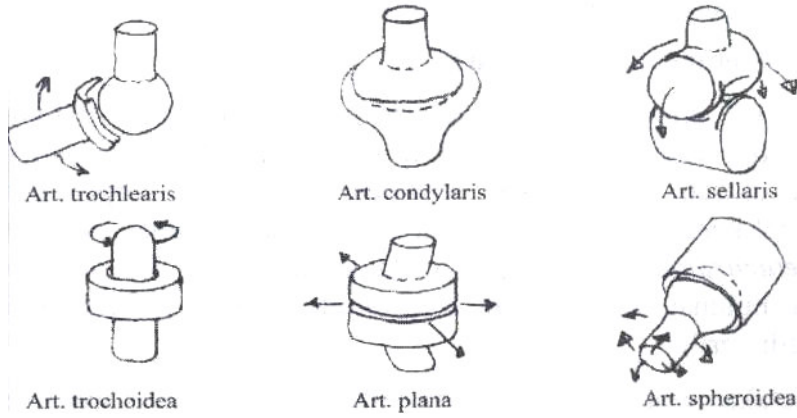
Sinartrotik Eklemler

Eklem boşluğu olmayan dolayısıyla çok az hareket eden veya hiç hareket edemeyen eklemlerdir. Örneğin kafatası kemikleri bu tür eklemleri içermektedir.

Diartrotik Eklemler

Bu tip eklemler hareket edebilirler. Bilek veya diz gibi bölgelerde bulunurlar. İlgili eklemi oluşturan iki kemik arasında eklem boşluğu bulunur. Yapısında sinovial membran ve sinovial sıvısı bulunduğundan sinovial eklem olarak da adlandırılır. Sinoviyal sıvı aynı zamanda kaydırıcı özellikte olan bir maddedir. Kemiklerin uç kısımlarını kaplayan sinoviyal eklemde kıkırdak bulunur. Diartroz tipi eklemlerde, kemik uçlarındaki temas bağlar ile sağlanmaktadır [3, 4, 6].

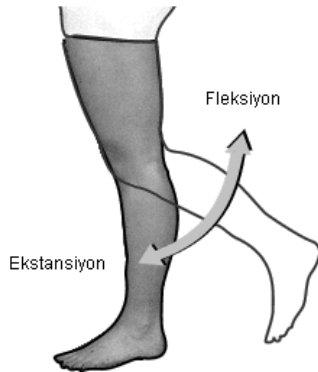
Sinovial eklemler eksenlerine göre sınıflandırılır. Örneğin sferoid eklemler çok eksenli, elipsoid, sellar ve bikondiler eklemler iki eksenli ve trochoid ve trochlear tip eklemler ise tek eksenli eklemlerdir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Eklemler [4,6]

Eklemlerin hareketleri

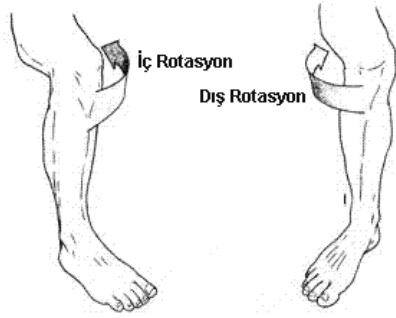
İnsan vücudundaki eklemler Şekil 2.1'deki düzlemler üzerinde ve eksenler etrafında çeşitli hareketler yaparlar. Sagital düzlemde ve transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketi meydana gelir. Fleksiyon eklem açısının küçülmesi (bükülme) iken ekstansiyon eklem açısının büyümesidir (gerilme) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Diz ekleminin fleksiyonu [3,4]

Abdüksiyon (dış açılma) ve addüksiyon (iç açılma) hareketi sagital eksen etrafında meydana gelir. Abdüksiyonda uzuv orta hattan uzaklaşırken addüksiyonda orta hatta yaklaşmaktadır.

Rotasyon hareketi ise vertikal eksen etrafında meydana gelir. Dönme hareketidir. İç rotasyon (pronasyon) yani vertikal eksen etrafında içe dönme ve dış rotasyon (supinasyon) dışa dönme hareketi olarak iki durumda gerçekleşir (Şekil 2.4) [3, 4, 6].



Şekil 2.4. Diz ekleminin rotasyonu [3,4]

Fleksiyon, ekstansiyon addüksiyon ve abdüksiyon hareketlerinin bir kombinasyonu olan hareket sirkümdüksiyon hareketi olarak tarif edilir ve iki eksenli eklemlerde görülür.

İnversiyon ve eversiyon hareketi ise ayak tabanının içe döndürülmesi ve dışa döndürülmesi anlamında kullanılmaktadır [3, 4, 6].

2.3. İmplantlar

Genellikle kırıkların tespiti için kullanılan implantlar; ağırlı, yıpranmış veya işlevini yitirmiş bölgelerin mekanik fonksiyonlarının geri kazandırılması için de kullanılmaktadır ve kullanım alanlarına göre çeşitlilik göstermektedir.

Ağırlı veya yıpranmış diz ekleminin yerine uygulanan yapay diz eklemi de implant olarak tarif edilmektedir.

İmplantların kırık fiksasyonu için kullanıldığı durumlar iki ana kısımda ele alınmaktadır. Eksternal fiksasyon, vücudun dışından sabitleme ve internal fiksasyon ise vücudun içinden sabitleme şeklinde ifade edilmektedir [6].

Eksternal fiksasyon

Kırığın proksimal ve distal bölgelerinden kemiğe dışarıdan uygulanan çivi, vida veya tellerin yardımıyla dışarıdan metal cihazlarla bunların birbirine bağlanıp, fragmanlara hakim olunması ve tespit sağlanması yöntemine eksternal fiksasyon ve bu işe yarayan cihazlara da eksternal fiksator denilmektedir. Kırık yeri açılmadan bu işlem yapılabilirdi için kırık iyileşmesini bozmama ve açık cerrahinin komplikasyonlarından kaçınma avantajları vardır. 1900'li yıllardan itibaren uygulanmaya başlanan fiksatorlerin günden güne gelişmesi ve çivi yeri enfeksiyonu gibi önemli bir komplikasyonunun uygun bakım koşullarına ve antibiyotiklerdeki gelişmelere bağlı olarak azalmasından sonra 1970 ve 1980'li yıllardan itibaren daha çok kullanılabilir olmuştur [6].

Eksternal fiksasyon işlemi ameliyathanede ameliyat hazırlığı yapılarak ve anestezi (genel veya yerel) altında yapılır. Bugün eksternal fiksatorlerle kırıklara her planda hakim olunabilmekte, duruma göre kırığa distraksiyon yada kompresyon uygulanabilmekte ve kırık kaynaması bir miktar sağlandıktan sonra dinamik duruma getirilerek kaynamanın daha çabuk gerçekleşmesi sağlanabilmektedir (Resim 2.1).



Resim 2.1. Eksternal fiksator (Hipokrat)

İnternal fiksasyon

Kırık bölgenin ameliyatla açılarak cerrahi redüksiyonundan (açık redüksiyon) sonra bu iş için özel yapılmış olan ve vücut içerisinde kalacak olan madeni tespit cihazları (İmplant) ile kırık fragmanların tespitine internal fiksasyon denilir.

Genellikle; plak, vida ve tellerle internal fiksasyon bu şekilde yapılır. Bazı kırıklarda (çocuklarda humerus suprakondiler kırıkları) ise kapalı redüksiyon sonrasında dışarıdan kırık hattını geçecek ve redüksiyonu koruyacak şekilde Kirschner telleri ile internal fiksasyon yapılabilir. Buna da perkütan çivileme yöntemi denilmektedir [6].

İnternal fiksasyon için kullanılan implantların biyolojik uyumlu olmaları, toksik olmamaları, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları, yıpranma ve aşınmaya dayanıklı olmaları, vücut içinde tepki yapmamaları ve tepkiye de maruz kalmamaları beklenir. Bugün için en çok kullanılan maden karışımları paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve kobalt-krom karışımlarıdır.

İnternal fiksasyonun kullanıldığı durumlar

- Multiple kırıklar
- Redüksiyon ve tespiti kapalı yöntemlerle çok güvenceli olmayan kırıklar. Tibia, humerus, ön kol çift kemik kırıkları
- Kaynama gecikmesi olan kırıklar
- Patolojik kırıklar
- Kopma kırıkları (Olekranon, patella, fibula başı, trokanter major vb)
- Eklem içi kırıklar
- İnterpozisyonlu kırıklar. Femur, humerus, tibia kırıkları
- Kırıklı-çıkıklar. Kalça, omuz , diz, dirsek kırıklı-çıkıkları
- Kırık iyileşmesinin ameliyatla daha iyi, çabuk ve güvenli gerçekleşeceği kırıklar
- Femur boynu, trokanterik femur kırıkları, femur cisim ve suprakondiler bölge kırıkları gibi kırıklar
- İnstabil vertebra kırıkları [6]

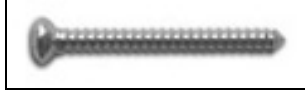
Yaygın olarak kullanılan implantlar:

- Kirschner telleri
- Serklaj telleri
- Kilitli Kirschner telleri
- Knowles çivileri
- Schanz vidaları
- Steinman çivileri
- Küntscher intramedüller çivisi
- Ender intramedüller çivileri
- U çivileri (Staple)
- Rush çivisi
- Smith Petersen çivisi
- Kortikal vida
- Spongiöz vida
- Malleol vidası
- Kanüle vidalar
- İnterferens vidaları
- Düz plaklar
- Rekonstrüksiyon plakları
- Kompresyon plakları (DCP)
- Sınırlı temaslı kompresyon plakları(LCDCP)
- Semitübüler plaklar
- 1/3 tübüler plaklar
- Dinamik kalça plağı (DHS)
- Dinamik kondil plağı (DCS)
- Harris Muller plağı
- L plak
- Jewett plağı
- T plaklar
- Anatomik plaklar

- İntramedüller çiviler
- Kilitli intramedüller çiviler
- Vertebra posterior enstrumantasyonları
- Vertebra anterior (ön) enstrumantasyonları
- Vertebra enstrumantasyonları (özel)
- Parsiyel endoprotezler
- Total endoprotezler [6].

Vidalar

Küçük kemik kırıklarının tespitinde genellikle vidalar kullanılmaktadır. Ayakta, metakarpalda ve parmakta bulunan küçük kemik kırıklarının tespitinde, plak tespitinde yada lag vidası olarak kullanılan bir vida çeşidi Resim 2.2’de görülmektedir [7].



Resim 2.2. Kortikal vida [7]

Plaklar

Büyük kemik kırıklarının tespitinde plaklar kullanılır. Tibia veya humerus shaft kırıklarının tespitinde kullanılan düz plak çeşidi Resim 2.3’de gösterilmektedir. Plaklar kırık bölgesinin farklı geometrik yapılarına uyum sağlayabilmeleri için çeşitli geometrik yapılarda üretilirler.



Resim 2.3. Düz plak çeşidi [7]

Protezler

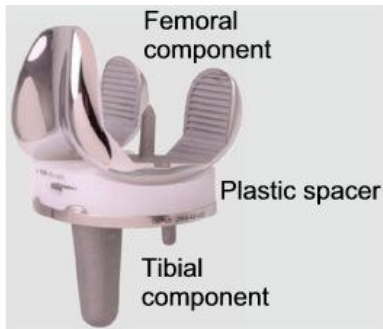
Eklemelerin işlevlerinin kısıtlandığı, ağrılı ve yıprandığı durumlarda protezler kullanılır. Kalça ve diz protezleri günümüzde sıklıkla karşılaşılan kalça problemlerinde ve diz osteoartrinde önemli bir yere sahiptir. Resim 2.4’de görülen kalça protezi en sık kullanılan protez tipidir [7].



Resim 2.4. Kalça protezi [7]

Kalça protezlerinin tasarımında genellikle sonlu elemanlar yöntemi kullanılmaktadır. Mühendisler değişik yükler altında mekanik dayanıklılığının önemli olduğu kalça protezinin tasarımını bir çok parametreye göre gerçekleştirmektedirler. Bunlardan en önemlisi malzeme seçimi, biyolojik ortama uyum ve dayanıklılıktır.

Diz protezleri bir mekanizma olarak düşünülür. Kalça protezleri ise genellikle tek parça ve mevcut olan yataklara göre tasarlanır. Ancak diz protezleri; uygulama nedenlerine bağlı olarak, diz eklemine femur ve tibia yüzeylerinin temizlenerek birbirine uyumlu çalışan iki parçanın bu yüzeylere montajı ile gerçekleşir (Resim 2.5).



Resim 2.5. Total diz protezi [7]

3. YÜRÜME ANALİZİ

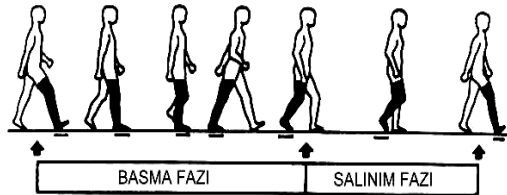
Yürüme analizi kişinin yürüyüşünün *kinetik* (kuvvet, basınç, moment, tork gibi eklemler hareketlerine neden olan ve kinematik büyüklükleri belirleyen etmenler cinsinden) ve *kinematik* (yer değiştirme, doğrusal hız, ivme) olarak incelenmesidir.

3.1. Normal ve Patolojik Yürüme

Yürüme ve postür analizleri; bugün klinik rehabilitasyon, ortopedik cerrahi, spor ve endüstriyel hekimlik başta olmak üzere hemen hemen tüm tıp dallarında kullanılmaktadır. Protezlerin, sistemik veya lokal farmakolojik girişimlerin planlanmasında ve değerlendirilmesinde (sinir veya motor nokta blokajları) yürüme analizinin yeri vardır. Patolojik yürüyüşün tanınması ve nedenlerinin anlaşılması için öncelikle normal yürüyüşün ve buna etkiyen kuvvetlerin bilinmesi gerekir.

3.2. Yürüme Siklusu

Yürüme siklusu (çevrimi) bir ayağın topuk vuruşundan aynı ayağın tekrar topuk vuruşuyla gerçekleşir. Geçen süre toplam siklusun % 100'üdür ve rahat yürümede yaklaşık olarak bir saniye sürer. Ayağın yere temasta olduğu destek fazı ve havada olduğu salınım fazı olmak üzere iki temel faz vardır. Destek (basma) fazı siklusun % 60'ını, salınım fazı % 40'ını oluşturur. Destek fazının başında ve sonunda her iki ayağın da yerle temasta olduğu çift destek dönemi vardır ki bu dönem siklusun yaklaşık % 10'u kadardır. Destek döneminin kalanında vücut ağırlığı tek ayak üstünde dengelenmiştir (Şekil 3.1) [8].



Şekil 3.1. Yürüme siklusunun şematik gösterimi [8]

Destek fazının alt grupları:

- 1) Topuk temas (*initial contact*)
- 2) Yüklenme cevabı (*loading response*)
- 3) Destek ortası (*midstance*)
- 4) Destek sonu (*terminal stance*)
- 5) Salınım öncesi (*preswing*)

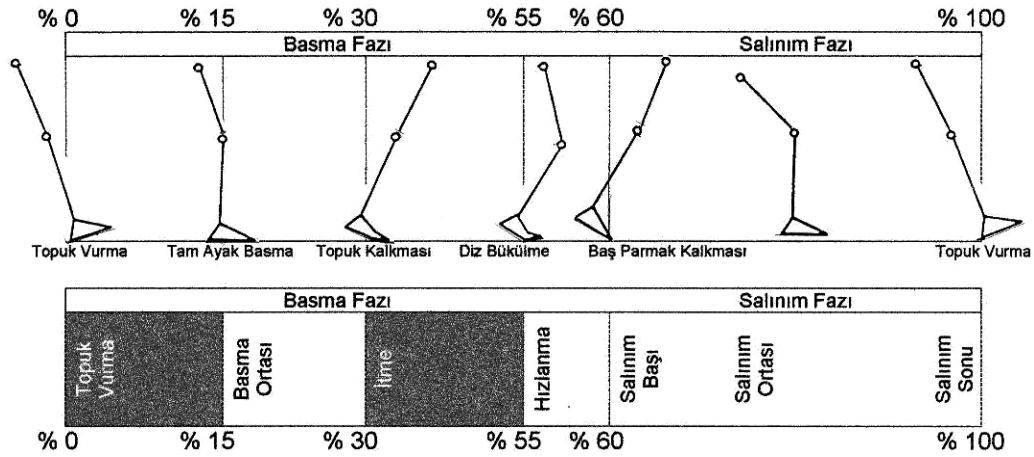
Salınım fazının alt grupları:

- 1) Salınım başlangıcı (*initial swing*)
- 2) Salınım ortası (*midstance*)
- 3) Salınım sonu (*terminal stance*)

Klinik gözlemlerle yürüme siklusunda saptanan özel anlar (noktalar) vardır. Bunlar şunlardır:

- 1) Topuk vuruşu (*heel strike*) % 0
- 2) Ayak tam teması (*foot flat*) % 15
- 3) Topuk kalkışı (*heel-off*) % 30
- 4) Dizin bükülmesi (*knee-bend*) % 45-55
- 5) Parmağın kalkışı (*toe-off*) % 60
- 6) Topuk vuruşu (*heel strike*) % 100 (Şekil 3.2)

Topuk vuruşu ile ayak tam teması arası geçen süre “topuk vuruşu” (*heel strike*) dönemidir (Şekil 3.2). İlk temas ve yükleme cevabı bu dönemde yer alır. Yere basan bacağa doğru vücut yükü aktarılmaktadır. Topuğun yerden kalkmasına dek geçen süre “destek fazı ortası” (*midstance*) dönemidir ve vücut tek ayak üstünde dengededir. Topuk yerden kalkınca “itme” (*push off*) dönemi başlar.

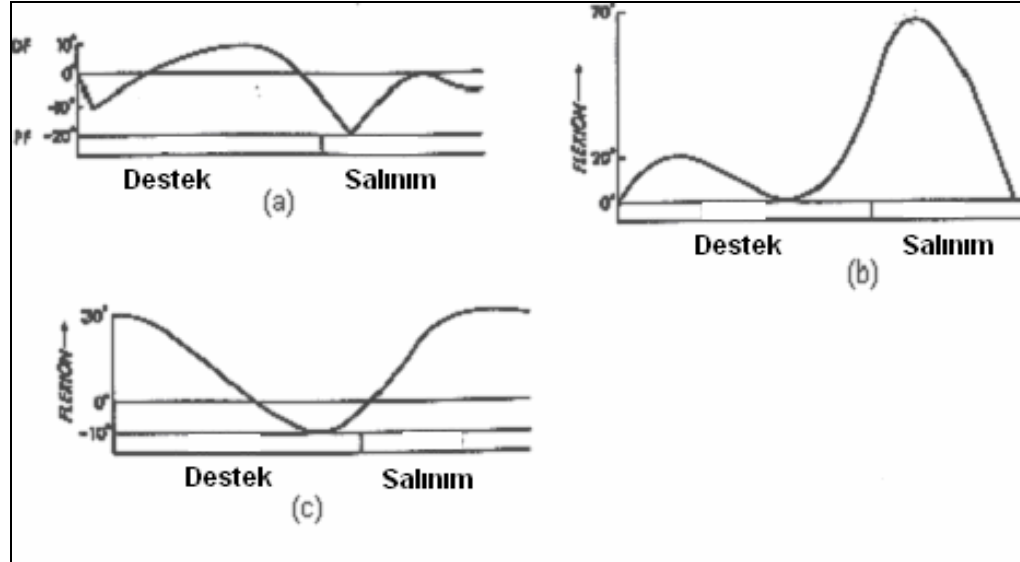


Şekil 3.2. Destek ve salınım fazlarının alt grupları [8,9]

Kalça ve dizin fleksiyonda olduğu, dizin büküldüğü (*knee bend*) nokta ile “hızlanma” (*acceleration*) dönemi başlar ki burada basan bacak salınımına hazırlanmaktadır. Diz bükülmesinden hemen önce diğer bacak salınımını bitirmiş, yere temas etmiş ve yük aktarımı için hazırlanmıştır. Diz bükülmesi ile parmağın yerden kalkması (*toe off*) arası dönem hızlanma dönemidir. Parmağın yerden kalkması ile salınım dönemi başlar. İlk % 10’luk başlangıç döneminde kalça ve dizdeki fleksiyon ile ayak bir yay boyunca yükselir. Salınan bacak basan bacağı geçerken salınım ortası dönem (% 80) başlar ve diz ektansiyona geçer, ayak tekrar aşağıya iner. Bu dönemde ayak bileği dorsifleksör (yukarı bükücü) kasları aktif olarak kasılarak başparmağın yere sürünmesini engellerler. Salınımın son % 10’luk bölümünde yavaşlama olur. Hızla hareket etmekte olan salınan bacak vücudun önündedir.

Yerçekimi ve bacak kaslarınca yumuşak bir şekilde frenlenir ve siklusun %100’ünde topuk tekrar yer ile temasa geçer. Yapılan gözlemlerde salınan bacağın basan bacak yerden kalkmadan yerle temasa geçtiği gösterilmiştir. Normal yürüyüşte her iki bacağın da yük taşıdığı bu döneme “çift destek” dönemi denir. Kişi yavaş yürüyorsa uzun olan bu dönem koşu esnasında hiç görülmez. Enerjinin korunduğu normal yürümede çift destek döneminin olması gerekir. Bir bacadan diğerine yük aktarımı bu dönemde özellikle de yüklenme cevabı (*loading response*) noktasında olur. Yokuş yada merdiven çıkarken, düzensiz zeminde yürürken, koşarken bu nokta ve dönemler normal ritimlerini kaybederler [9].

3.3. Eklem Hareketleri



Şekil 3.3. Eklem hareketleri a) Ayak bileği b) Diz c) Kalça [8]

Ayak bileğinde yürüme siklusu boyunca ikişer kez plantar fleksiyon (aşağı bükülme) ve dorsifleksiyon (yukarı bükülme) oluşur. Topuk vuruşu döneminde tibia ile 90° açı yapan ayak bileği nötral pozisyonudadır (0°). Basan topuğa yük aktarımı başlayınca topuk 10° plantar fleksiyona geçer. Bu olay hemen sonra tersine döner ve 10° dorsifleksiyon gerçekleşir. Destek fazının sonunda 20° plantar fleksiyon yapılmış olur. Parmağın yerden kalkması ile tekrar nötral pozisyona döner ve açısını salınım fazı boyunca korur. Dizde de iki kez fleksiyon ve ekstansiyon gözlenir. Siklusun başında ekstansiyonda olan diz tam ayak basmada 15° fleksiyondadır. Hızla tekrar ekstansiyona geçen diz çift destek döneminde fleksiyona başlar ve salınım fazı boyunca 60° 'ye kadar ulaşır (Şekil 3.3) [8].

Kalçada siklus boyunca birer kez fleksiyon ve ekstansiyon izlenir. Topuk yere değdiğinde kalça 30° fleksiyondadır. Destek fazı boyunca ekstansiyona geçer ve 10° hiperekstansiyona erişir. Çift adım döneminin sonunda fleksiyona başlar 30° 'ye ulaşır ve salınım boyunca bu pozisyonunu korur [8,9].

3.4. Terminoloji

Ritm = Kadens (cadence): Birim zamandaki adım sayısıdır. Yaklaşık 117 adım/dk.'dır (yaklaşık saniyede 2 adım) (Şekil 3.4).

Yürüme Hızı (velocity): Birim zamanda alınan yol miktarıdır. Erkeklerde 70.8-80.4 metre/dk, kadınlarda 66.0 – 77.4 m/dk.'dır.

Çift adım ve tek adım süresi: Çift adım ve adım mesafesi için geçen süredir. Yürüme siklusunun toplam süresi 1.03 ± 0.1 s.

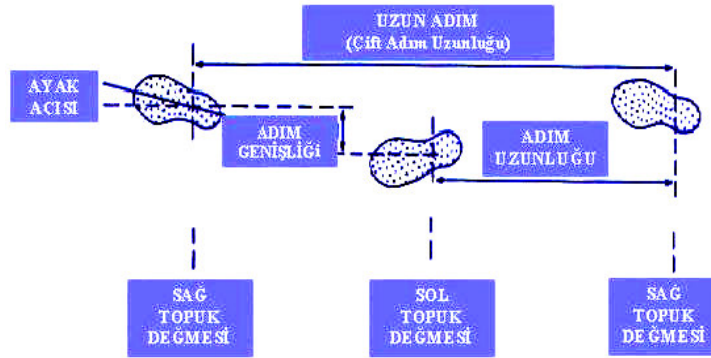
Tek destek zamanı: Vücut ağırlığının tek ekstremitede taşındığı zamandır.

Çift destek zamanı: Vücut ağırlığının çift ekstremita ile taşındığı zamandır.

Çift adım mesafesi (stride length): Yaklaşık 156 – 176 cm.'dir. Ayağın topuk vurmasından bir sonraki topuk vuruşuna kadar olan mesafedir.

Tek adım mesafesi (step length): 78 – 84 cm.'dir. Bir ayağın topuk vurması ile öbür ayağın topuk vurması arasındaki mesafedir. Sağ ve sol adım uzunluğu genelde eşittir.

Adım genişliği (stride width): 8 ± 3.5 cm.'dir. Çift destek döneminde her iki ayak arasındaki mesafedir.



Şekil 3.4. Yürüme analizinde bazı tanımlamaların şematik açıklaması [8]

İnsanın hareketinde belirgin enerji korunması ve yüksek oranda verim mevcuttur. Yürümede enerji verimi eklem hareketlerinin açıklığına, kasların kuvvetine ve koordine çalışmalarına bağlıdır. Yürüme analizlerinde tüm vücut kütesinin hareketleri ile vücudun yerçekimi merkezinin (ağırlık merkezi) yer değişimleri incelenmektedir. Ağırlık merkezi özel işaretler ile işaretlenip seri fotoğraflar

çekilerek veya bilgisayar teknolojisi kullanılarak vücut kütlelerinin yürüme esnasında uzaydaki yer değişimleri kayıt edilebilir. Ağırlık merkezinin hareket eğrisinin korunması için düzenlenmiş fonksiyonlara yürüyüşün determinantları (yürüyüşü etkileyen belirleyiciler) denir [8].

Yürüyüşü etkileyen belirleyiciler şunlardır:

- 1) Pelvik rotasyon (8°)
- 2) Pelvik tilt (5°)
- 3) Destek fazı ortasında diz fleksiyonu (15°)
- 4) Ayak ve ayak bileği hareketleri
- 5) Diz hareketleri
- 6) Pelvik kayma (*shift*)

İlk üç belirleyici ile ağırlık merkezinin vertikal amplitudündeki azalma 2.5 cm'yi bulur ki oldukça önemli miktarda enerji tasarrufu sağlanmıştır. Ancak hareket eğrisi henüz o yumuşak sinüsoidal halini almamıştır. Diz, ayak ve ayak bileği hareketleri birlikte rol alarak, ağırlık merkezi hareketlerinin hız ve yönünü düzenlerler. Sagittal düzlemde yumuşak ve sinüzoidal bir eğri oluştururlar. Ayak bileği rotasyon merkezi kabaca medial (iç) ve lateral malleolün uçlarını birleştiren eksen üzerindedir. Bu eksen topuk vurmada yükselirken basma fazı ortasında aşağıda ve sabit kalır. Topuk yerden kalkarken tekrar yükselir. Bu hareketlerin amacı en alt noktada ağırlık merkezinin ani yer değiştirmelerini engellemektir. Diz ekleminin rotasyon merkezi, femoral kondillerin büyük çıkıntılarını birleştiren eksen üzerindedir. Topuk vurma sonrası ayak bileği rotasyon merkezi tam ayak basmaya kadar alçalırken diz fleksiyona geçer ve ayak bileği seviyesi sabitlenince diz ekstansiyonda kalır. Bu dönemde bacak giderek artan vertikal bir konum kazanır. Ayak bileğinin topuk kalkması ile tekrar yükselmesi dizin ikinci fleksiyonu ile kompanze edilir.

Bir ayak üzerinde dengede durabilmek için diğerini kaldırmak yeterli değildir. Vücudun dengede durabilmesi için ağırlık merkezinin basan bacağın üzerine kayması gerekir. Ağırlık merkezinden yere çizilen dikey çizgi, vücut ağırlığını taşıyan

ayaktan geçmelidir. Sol bacağı üzerinde duran kişinin ağırlık merkezi hareket eğrisinin en solundadır. Sağa ağırlık aktarılırken ağırlık merkezi de sağa doğru yer değiştirir. Ağırlık merkezinin kalça soketlerine uzaklığının 10-12cm olduğunu düşünülürse, sağa – sola yer değiştirmeler için büyük ve gereksiz enerji harcanması beklenir. Ancak femoral ve tibial eksenler kalçaya vertikal yerleşmezler. Femoral cisimler doğal adduksiyonda (varus), tibial cisimler ise diz eklemine vertikal (valgus) konumundadırlar. Böylece destek tabanı (*base of support*) etkin bir biçimde daralmıştır ve ağırlık merkezi yanlara sadece 2.5 cm kayarak dengesi sağlayabilir. Erişkin bir bireyde ağırlık merkezinin yanlara toplam salınımı yaklaşık 4 cm'dir. Yürüme sırasında pelvis ile beraber femur ve tibia da rotasyonlar izlenir. Pelvisin 8°, femurun 8° ve tibia'nın 9° olacak şekilde toplam 25°'lik rotasyon izlenir. Ayak parmaklarının yerden kalkması ile bacağın uzun eksenini çevresinde başlayan iç rotasyon basma fazı orta noktasında maksimuma erişir ve itme fazına doğru tersine döner. İtme döneminde ve özellikle destek fazının sonunda en fazla tibia da olmak üzere bacağın dış rotasyonunda hızlanma gözlenir. Topuk yere basarken tibia, nötral pozisyonundaki ayak bileğine uyabilmek için subtalar ekleminde içe döner. Ayak yerden kalkarken ise süratle dışa döner. Alt ekstremiteye takılan protezlerde bu rotasyon hareketlerini taklit edebilmek çok zor olmaktadır [10].

Yürümenin gözlemsel analizi rutin olarak tüm klinisyenlerce yapılmaktadır. Yürümeyi gözlerken öncelikle yürümenin simetrik ve düzgün olup olmadığına bakılır. Tek adım, çift adım mesafeleri ve adım genişliği dikkatlice gözlemlenir. Vücudun her parçası; omuzlar, kollar, pelvis, ayak bilekleri ve ayaklar ayrı ayrı değerlendirilir. Kalçanın sirkümdiksiyon (bacağın orak hareketi) hareketi de gözlemlenir. Dizin stabilitesi, ayağın fazla inversiyon (içe dönme) ve eversiyonu (dışa dönme) da yürümede bozukluklara yol açar. Sadece gözlemle patolojik yürümedeki sapmaların derecesi ve bunlara karşı vücudun kompanze edici yaklaşımları ortaya konamaz. Detaylı ve bilimsel incelemeler için kantitatif değişkenlerin saptanması ve kayıt edilmesi gerekir [11]. Yürümenin kantitatif değişkenleri; kinetik, kinematik değişkenler ve dinamik elektromiyografidir.

Kinematik, harekete etki eden kuvvetler göz önüne alınmadan hareketin zamansal ve mesafesel değişkenlerini inceler. Örnek olarak eklem hareket açılarının ölçümü, adım süresi ve mesafesi, ağırlık merkezi hareket eğrisindeki değişimlerin ölçümü gösterilebilir. Bu ölçümler için elektrogonyometreler, akselerometreler, dirençli özel yürüme yolları, ayak tuşları (*foot switch*)’ler, video ve seri fotoğraflama yöntemleri, aktif işaretleme sistemleri ve bilgisayar teknolojisi kullanılır [9].

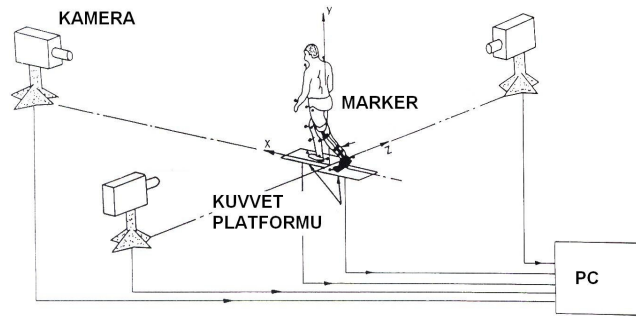
Kinetik, vücut hareketlerini oluşturan, uyarlayan, durduran kuvvetleri inceler. Bunlar yer çekimi kuvveti, zemin karşıt kuvveti, bacak kaslarının kuvveti ve hareket eden kütlede oluşan kinetik ve potansiyel enerjilerin bileşke kuvvetleridir. Bu kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve boyutu kişinin üzerinde durduğu ve yürüdüğü bir kuvvet platformunda ölçülebilir. Bu düzlemde vertikal yüklenmenin yönü, miktarı, öne-arkaya, sağa – sola makaslamalar, iç ve dış torklar ölçülerek kayıt edilebilir.

Dinamik elektromiyografi (EMG) kas aktivitelerini ölçer ve kayıt eder. Dinamik EMG kullanılarak yapılan yürüme analizlerinde kas boylarındaki uzama ve kısaltmalar kayıt edilebilir [11].

3.5. Yürüme Analizi

Yürüme Analizi Laboratuvarları’nda hastanın gövdesinde uygun noktalara bağlanan verici veya yansıtıcılar aracılığıyla hareket verileri bilgisayara aktarılır. Yere monte edilmiş bir kuvvet platformuna basarken ölçülen yer reaksiyon kuvveti değişimleri bilgisayara yüklenir. Dinamik elektromyografi ve enerji tüketimi ölçümleri yapılır. Veriler özel yazılımlar aracılığıyla sayısal verilere dönüştürülür. Kinematik analiz sırasında gövdenin, leğen kemiklerinin, bacakların ve ayakların her üç düzlemdeki pozisyonu, eklem açıları, lineer ve açısal hız ve ivmeleri ölçülerek sayısal veri olarak kaydedilir. Yürüme siklusu boyunca sürekli değişen eklem açılarını kaydedebilmek için vücudun belirli noktalarına işaret cihazları (marker) yerleştirilir. Bu cihazlardan gelen sinyal özel kameralar veya alıcılar aracılığıyla izlenir ve bilgisayarda geliştirilmiş yazılımlarla işlenir.

Kinetik analiz, hareketi oluşturan yer reaksiyon kuvvetleri, eklem momentleri ve eklem güçlerinin incelenmesidir. Kinetik analizde ölçülebilen tek veri yer tepkimesi kuvveti ve momenti vektörüdür (YTKV). YTKV; kuvvet platformu denilen ve ayağın yere uyguladığı toplam kuvveti ölçen basınca duyarlı plakalarla ölçülür. Kuvvet platformları kinematik sistemlerle birlikte kullanıldığında ayakbileği, diz ve kalça eklemine etki eden momentler ve eklemlerde oluşan güçler hesaplanabilir. Oluşan kuvvetleri hesaplamak için “link segment model” (alt ekstremite modeli) ile ters dinamik (inverse dynamics) yöntemi kullanılır (Şekil 3.5) [9,12].



Şekil 3.5. Yürüme analizi şematik gösterimi [14]

Link segment modelinde; vücudun uyluk, baldır, ayak gibi her segmentinin bağımsız kütlesi ve hareketi olduğu varsayılır. Ters dinamik uygulaması için kuvvet platformundan elde edilen yer reaksiyon kuvveti ve momentler, alt ekstremitenin tüm segmentlerinin (uzuvlarının) pozisyon, hız ve hızlanma verileri (kinematik veriler) ve kişinin antropometrik verileri bilgisayar ortamında bir araya getirilir. Kalça, diz ve ayak bileğine etki eden kuvvetler (dış momentler), dolaylı olarak iç momentler ve güçler hesaplanır [9,12].

3.6. Yürüme Analizinin Amacı

Normalden farklılık gösteren birçok yürüyüş şeklinin ardında aslında bir patolojiden çok farklı bir yürüyüş alışkanlığı yatmaktadır. Yürüyüş analizi, bu ayrımın yapılarak doğru tanının konulmasına yardımcı olmaktadır. Genelde, ard arda yapılan yürüme

analizlerinden birbirini tekrar eden sonuçlar elde edilmesi bir patolojinin göstergesi iken değişken sonuçlar farklı bir yürüyüş alışkanlığına bağlanmaktadır.

Uygulanan bir cerrahi operasyonun veya rehabilitasyon yönteminin sonuçlarının değerlendirilmesi açısından yürüyüş analizi büyük önem kazanmaktadır. Tedavi yönteminin ne derece başarılı olduğuna karar verilebilmektedir [9,12].

Uygulanacak olan tedavinin bir parçası olan protez ve ortezlerin seçimine de bu araçların yürüyüş parametreleri üzerindeki etkisine bakılarak karar verilebilmektedir [13].

Klinik araştırmalarda yürüyüş analizi, herhangi bir hastalık veya yürüyüş bozukluğunun etkilerini araştırmak veya bunları sınıflandırmak amacı ile kullanılmaktadır. Bu tip araştırmalar genellikle CP, parkinson, eklem hastalıkları, amputasyon, beyin travmaları, omurga yaralanmaları gibi alanları kapsamaktadır. Ayrıca protez tasarımlarının denenmesi yürüyüş analizinin sıklıkla kullanıldığı alanlardır [9,12].

3.7. Yürüme Analizi Laboratuvarı

Tipik bir yürüme analizi laboratuvarı da A.Ü. F.T.R bölümünde bulunmaktadır. VICON'un imalatı olan bu laboratuvar, vücut üzerine yerleştirilen ve işaret noktası anlamına gelen markerları izleyen ve bu markerların yer değiştirmelerini bilgisayar sistemine ileten kameralar, ayağa gelen yer tepkime kuvvetini ölçen ve bilgisayar sistemine ileten bir kuvvet platformu ve elde ettiği verileri birleştiren ve analiz eden bir bilgisayar sistemi mevcuttur. Burada tüm analizler öncesi hastalar konularında uzman akademisyenlerce değerlendirilmektedirler ve daha sonra analize tabi tutulmaktadırlar.

Bu laboratuvar, bilgisayar sisteminin kullandığı “link segment model” ile eklemlerdeki açısal değişimler ve eklemlerde oluşan momentler belirlenebilmektedir,

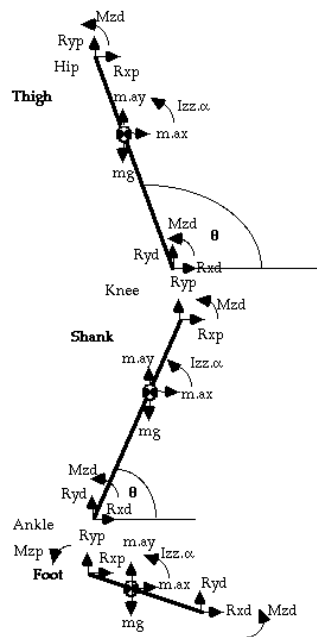
dinamik EMG ile kas aktiviteleri ölçülebilmektedir ve bunların klinik değerlendirilmesi yapılabilmektedir.

Laboratuarda bulunan dijital kamera ise ayrıca hekim tarafından görsel değerlendirmenin yapılabilmesi için analiz boyunca hasta hareketlerini kaydetmektedir.

3.8. Link Segment Model ve Alt Ekstremité Modeli

Temelde eklem açıları mekanik bir model ile tanımlanabilir. Winter'in [14] iki boyutlu alt ekstremité için link segment modeli (Şekil 3.6) ile z eksenini (transverse eksen) etrafında hareketler incelenebilmektedir [15].

Tüm düzlemlerde üç boyutlu link segment model ve Newton-Euler formülasyonu ile eklem hareketleri incelenebilmektedir. Örneğin eklemin en belirgin hareketi olan fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin yanında iç ve dış rotasyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketleri de tespit edilebilmektedir.



Şekil 3.6. İki boyutlu link segment modeli [14]

Bu çalışmada sagittal düzlemde analiz için iki boyutlu link segment model kullanılmıştır ve alt ekstremité için modeli tamamlayan veriler tespit edilmiştir. Diz ekleminin en belirgin hareketi olan fleksiyon ve ekstansiyon hareketi incelenmiştir.

3.8.1. Uzunların antropometrik verileri

Eklem kuvvet ve momentlerin bulunmasına yönelik kinetik analizde; uyluk, baldır ve ayak için antropometrik verilere gereksinim vardır. Bunlar kütle merkezlerinin ve kütle atalet momentlerinin tespit edilmesi için kullanılır.

Bu verilerin kullanılarak kütle merkezinin ve atalet momentinin hesaplanmasına yönelik en yaygın kullanılan yaklaşım, uzunların basit geometrik yapılar olarak ifade edilmesidir [12].

Uyluk ve baldır kesik koni, ayak ise silindir olarak kabul edilir. Vücut ağırlığının %10'u uyluk, %4.65'i baldır ve %1.45'i ise ayak kütlesi olarak kabul edilir [14]. Uyluk ve baldır kesik konidir, eklem merkezleri arasındaki mesafe (L) alt ve üst yarıçapları ise (r) ve (R) dir. Böylece kütle merkezi Eş. 3.1 ile tespit edilir.

$$CoM = L \left[1 - \frac{1}{4} \left(\frac{1 + 2\mu + 3\mu^2}{1 + \mu + \mu^2} \right) \right] \quad (3.1)$$

Burada CoM düşey eksen üzerinde olup kütle merkezinin distal uçtan uzaklığıdır. Örneğin baldır için (tibia) ayak bileğinden kütle merkezine olan uzaklıktır.

Kütleleri m ile ifade edilen uzunların z eksenini etrafındaki atalet momentleri ise Eş. 3.2 ile tespit edilir:

$$I_z = \frac{2Am^2}{\delta L} \quad (3.2)$$

Eş. 3.1’de yer alan μ ve Eş. 3.2’de yer alan A ve δ ifadeleri Eş. 3.3-Eş. 3.6 ile ifade edilir. Bu ifadeler uzuvların kütle merkezlerinin ve atalet momentlerinin Lagrane enerji metoduyla hesaplanması sırasında oluşan terimlerin kısaltmalarını izah etmektedir:

$$\mu = r / R \quad (3.3)$$

$$\sigma = 1 + \mu + \mu^2 \quad (3.4)$$

$$\delta = \frac{3m}{\pi L(R^2 + Rr + r^2)} \quad (3.5)$$

$$A = \frac{3}{80} \left(\frac{1 + \mu + \mu^2 + \mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \right) \quad (3.6)$$

Ayak ise silindir olarak kabul edilmiştir. Talus üzerinden ölçülen çevre $2\pi r$ ve topuk ile beşinci metatarsal arası uzunluk L silindirin boyu ve çevresi olarak kabul edilmiştir. Böylece ayağın kütle atalet momenti ise Eş. 3.7 ile tespit edilir [12]:

$$I_z = \frac{1}{4}mr^2 + \frac{1}{12}mL^2 \quad (3.7)$$

3.8.2. Anatomik açılar

Tıp alanında kullanılan anatomik açılar bazen hareket yönünü kastetmekte bazen de uzuvların konumunu belirlemek için kullanılmaktadır. Bu bakımdan tıp alanında kullanılan açılarının mutlak olarak modele katılması gerekmiştir ve hareket yönünü izah eden açısal tanımlamalar kullanılmamıştır.

$$\alpha = \theta - 90 \quad (3.8)$$

$$\alpha = 90 - \theta \quad (3.9)$$

$$\alpha = \theta - 90 \quad (3.10)$$

Burada Eş. 3.8 kalça ekleminin, Eş. 3.9 diz ekleminin, Eş. 3.10 ise ayak bileğinin açısal ilişkisini göstermektedir.

3.8.3. Eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri

Eklemlerde oluşan reaksiyon kuvvetleri ve momentleri tespit edilirken kuvvet platformu tarafından ölçülen kuvvet ve moment ile yürüme analizinden alınan açısal değişimler birlikte “link segment model”de kullanılır. Ayağa etkiyen yer reaksiyon kuvveti ve moment, ayağın distalinde ve proksimalinde bileşenlerine ayrılarak çözüme başlanır. Daha sonra geriye doğru gidilerek diz ekleminde ve kalça ekleminde oluşan reaksiyon kuvvetleri ve momentleri tespit edilir. Bu sırada yine yürüme analizinden okunan veriler ışığında uzuvların; baldırın (tibia) açısal hız ve ivmeleri de türev tanımı kullanılarak tespit edilir. Eklemlerin bir distali ve bir de proksimali eklemi oluşturan elemanları ifade eder [12]. Eş. 3.11-Eş. 3.13’de görülen p ve d indisleri sırasıyla eklemin proksimal ucunu ve distal ucunu ifade etmektedir.

Ayrıca eşitliklerde görülen rp ve rd sırasıyla kütle merkezinden eklemin proksimaline ve distaline olan uzaklıktır.

Böylece eklemlerin proksimallerine etkiyen yatay ve düşey kuvvetler Eş. 3.11 ve Eş. 3.12 ile tespit edilir:

$$R_{xp} = ma_z - R_{xd} \quad (3.11)$$

$$R_{yp} = ma_y + mg - R_{yd} \quad (3.12)$$

Eş. 3.11 ve Eş. 3.12’de yer alan m ’ler uzuvların kütlelerini, a_x ve a_y kütle merkezlerinin ivmelerini R_{xd} ve R_{yd} ise eklemlerin distallerine etkiyen kuvvetleri göstermektedir.

Eklemlerde oluşan momentler ise Eş. 3.13 ile tespit edilir. Burada yer alan I_z uzuvların sagittal düzlemde ve transvers eksen etrafındaki kütleli atalet momentlerini, $\ddot{\alpha}$ ise uzuvların açısal ivmelerini ifade etmektedir. θ ; Eş. 3.8- Eş. 3.10’de yer alan uzuvlar arası açıdır:

$$M_{zp} = I_z \ddot{\alpha} - M_{zd} - R_{xp}(rpsin\theta) + R_{yp}(rpcos\theta) + R_{xd}(rdsin\theta) - R_{yd}(rdcos\theta) \quad (3.13)$$

3.8.4. Model çözümleri

Her bir uzvun; ayak, tibia (baldır) ve femur (uyluk) atalet momentleri ve kütleleri; antropometrik veriler ve Eş. 3.2- Eş. 3.6 kullanılarak elde edilir.

Modele girdi; vücut kütlesi, ayağın parmak başlarına kadar olan boyu ve en geniş çevresi, baldırın ve uyluğun alt, üst çevreleri ve boyları, yer reaksiyon kuvvetleri ve momentleri olmaktadır.

Eş. 3.11- Eş. 3.13’de verilen eşitliklerin içerisinde yer alan d indisli simgeler uzuvların distaline gelen kuvvet ve momentleri ifade etmektedir. Yürüme analizi laboratuvarında kuvvet platformundan elde edilen yer reaksiyon kuvvetleri ve moment ayağın distaline etkiyor kabul edilir [14]. Böylece sagittal düzlemde; kuvvet platformundan ölçülen yatay kuvvet (fore-aft shear), dikey kuvvet (vertical force) ve kuvvet platformundan ölçülen transverse eksen etrafındaki moment (lab y moment) sırasıyla R_{xd} , R_{yd} ve M_{zd} olarak ifade edilir.

Böylece eklemlere gelen kuvvet ve momentler; Eş. 3.11-Eş. 3.13 ile hesap edilir. Burada yer alan atalet momentleri ve açısal ivmeler her bir uzuv için ayrı ayrı hesaplanır. Açısal ivme; eklemlerin açısal hareketlerinin sayısal türev alma metotlarıyla türetilmesiyle bulunur. Normal kabul edilen bir yürüme şekli için

kullanılan; R_{xd} , R_{yd} , M_{zd} ve eklemlerin *açısıl* değerlerini ayrıca hesaplanan; ayak bileği, diz eklemi ve kalça eklemi R_{xp} , R_{yp} , M_{zp} değerlerini içeren tablo EK-5’de yer almaktadır. Eş. 3.14 uzuvların açısıl ivmelerinin teğetsel ve normal bileşenlerini içermektedir. Ayrıca Eş. 3.15’de teğet ve normal bileşen doğrultusundaki kuvvetler ve Eş. 3.16 ve Eş. 3.17’de ayağın kütle merkezindeki bu kuvvetlerin yatay ve düşey doğrultudaki bileşenleri görülmektedir.

Böylece uzuvların kütle merkezlerinin ivmelerinin teğetsel ve normal bileşenleri Eş. 3.14 ve bu yönlerde tespit edilen kuvvetler Eş. 3.15 ile belirlenir:

$$\begin{aligned} a_t &= r p \ddot{\alpha} \\ a_n &= r p \dot{\alpha}^2 \end{aligned} \quad (3.14)$$

$$\begin{aligned} F_t &= m a_t \\ F_n &= m a_n \end{aligned} \quad (3.15)$$

Eş. 3.16 ayağın kütle merkezinde tespit edilen teğetsel kuvvetin yatay ve düşey bileşenlerini ifade eder:

$$\begin{aligned} F_{tx(ayak)} &= F_{t(ayak)} \cos(90 - \alpha_{ayakbilegy}) \\ F_{ty(ayak)} &= F_{t(ayak)} \sin(90 - \alpha_{ayakbilegy}) \end{aligned} \quad (3.16)$$

Eş. 3.17 ayağın kütle merkezinde tespit edilen normal kuvvetin yatay ve düşey bileşenlerini ifade eder:

$$\begin{aligned} F_{nx(ayak)} &= F_{n(ayak)} \cos \alpha_{ayakbilegy} \\ F_{ny(ayak)} &= F_{n(ayak)} \sin \alpha_{ayakbilegy} \end{aligned} \quad (3.17)$$

Böylece ayağın kütle merkezinde tespit edilen kuvvetin toplam yatay ve düşey bileşenleri Eş. 3.18 ile belirlenir:

$$m_{ayak} a_{x(ayak)} = F_{tx(ayak)} + F_{nx(ayak)} \quad (3.18)$$

$$m_{ayak} a_{y(ayak)} = F_{ty(ayak)} + F_{ny(ayak)}$$

Eş. 3.14 ve Eş. 3.15 ile tibianın kütle merkezinde tespit edilen teğetsel kuvvet bileşeninin yatay ve düşey doğrultudaki bileşenleri Eş. 3.19 ile tespit edilir:

$$\begin{aligned} F_{tx(tibia)} &= F_{t(tibia)} \cos \alpha_{dizekleme} \\ F_{ty(tibia)} &= F_{t(tibia)} \sin \alpha_{dizekleme} \end{aligned} \quad (3.19)$$

Eş. 3.14 ve Eş. 3.15 ile tibianın kütle merkezinde tespit edilen normal kuvvet bileşeninin yatay ve düşey doğrultudaki bileşenleri Eş. 3.20 ile ifade edilir:

$$\begin{aligned} F_{nx(tibia)} &= F_{n(tibia)} \cos(90 - \alpha_{dizekleme}) \\ F_{ny(tibia)} &= F_{n(tibia)} \sin(90 - \alpha_{dizekleme}) \end{aligned} \quad (3.20)$$

Böylece tibianın kütle merkezinde tespit edilen kuvvetlerin toplam yatay ve düşey bileşenleri Eş. 3.21 ve Eş. 3.22 ile belirlenir:

$$m_{tibia} a_{x(tibia)} = F_{tx(tibia)} + F_{nx(tibia)} \quad (3.21)$$

$$m_{tibia} a_{y(tibia)} = F_{ty(tibia)} + F_{ny(tibia)} \quad (3.22)$$

Ayak ve tibia için yapılan işlemler femur (uyluk) için de tekrarlanır. Femur'un Eş. 3.14 ve Eş. 3.15 ile kütle merkezinde tespit edilen teğetsel kuvvet bileşeninin yatay ve düşey bileşenleri Eş. 3.23 ile belirlenir:

$$\begin{aligned} F_{tx(femur)} &= F_{t(femur)} \cos \alpha_{kalçaeikleme} \\ F_{ty(femur)} &= F_{t(femur)} \sin \alpha_{kalçaeikleme} \end{aligned} \quad (3.23)$$

Femur'un kütle merkezinde tespit edilen normal kuvvet bileşeninin yatay ve düşey bileşenleri ise E. 3.24 ile belirlenir:

$$\begin{aligned} F_{nx(femur)} &= F_{n(femur)} \cos(90 - \alpha_{kalçaecklemi}) \\ F_{ny(femur)} &= F_{n(femur)} \sin(90 - \alpha_{kalçaecklemi}) \end{aligned} \quad (3.24)$$

Böylece femur’unda kütle merkezinde tespit edilen kuvvetlerin toplam yatay ve düşey bileşenleri Eş. 3.25 ve Eş. 3.26 ile tespit edilir.

$$m_{femur} a_{x(femur)} = F_{tx(femur)} + F_{nx(femur)} \quad (3.25)$$

$$m_{femur} a_{y(femur)} = F_{ty(femur)} + F_{ny(femur)} \quad (3.26)$$

Modelde yer reaksiyon kuvvetleri ve momenti ayağın distaline (ucuna) etkiliyor kabul edilerek çözüme başlanır. Ayağın distaline gelen kuvvetler R_{xd} , R_{yd} ve M_{zd} momenti ile ayağın açısal değişimleri modelde girdi olarak ele alınır. Uzunların antropometrik ölçümlerinin kullanılmasıyla elde edilen atalet momenti, kütle merkezleri ve kütleleri de Eş. 3.1-Eş. 3.7 ile hesaplanarak modele dahil edilir. Böylece R_{xp} , R_{yp} ve M_{zp} ; Eş. 3.11-Eş. 3.13 ile belirlenir. Böylece ayakbileği için R_{xp} , R_{yp} kuvvetleri ve M_{zp} momenti elde edilir.

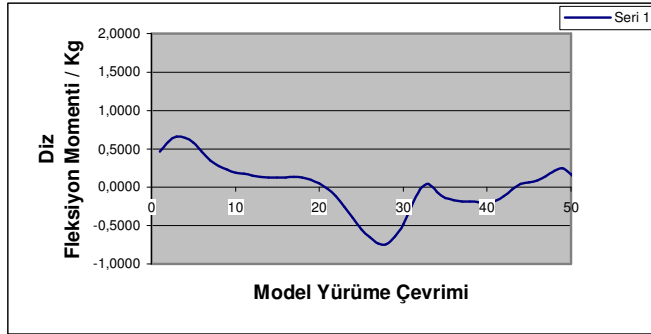
Ayakbileğine etkileyen R_{xp} , R_{yp} ve M_{zp} tibianın distaline etkiliyor kabul edilir. Bu kuvvetler ve moment R_{xd} , R_{yd} ve M_{zd} ile ifade edilerek geriye doğru çözüm yinelenir.

Şekil 3.7’de Alt ekstremité modelinin; Çizelge 3.1’de verilen antropometrik verilerine ve EK-9’da verilen yürümenin laboratuardan elde edilen açısal verilerine, yer reaksiyon kuvvet ve momentlerine göre hesaplanan boyutsuz diz fleksiyon momentinin yürüme çevrimine göre değişimini göstermektedir.

Çizelge 3.1. Alt ekstremité modelinde kullanılan antropometrik veriler

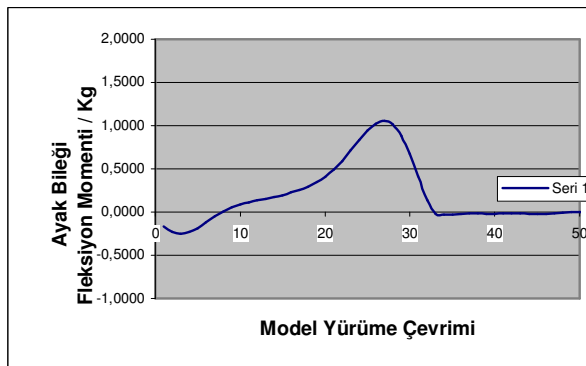
	Boy	Kilo	Yaş
	175,00	85,00	53
	Uyluk	Baldır	Ayak
A.Çevre	38,000	26,000	YOK
Ü.Çevre	48,000	37,000	28,000
Uzunluk	38,000	41,000	22,000

Alt ekstremite modelinin çalıştırılması için Eş. 3.1-Eş. 3.27 ile laboratuvarda ölçülerek elde edilmiş antropometrik veriler, kuvvet platformundan elde edilmiş yer tepkime kuvvetleri ve momenti ile eklemlerin açısal değişimleri birlikte çözülmüştür. Şekil 3.7’de diz fleksiyon momentinin değişimi verilmiştir. Bu ise dizin fleksiyonu sırasında fleksiyon momentinin arttığını dizin ekstansiyona geçmesi durumunda ise fleksiyon momentinin azaldığını doğrulamaktadır [8,10,11].



Şekil 3.7. Alt ekstremite modeli diz fleksiyon momentini

Şekil 3.8’de ise alt ekstremite modelinin örnek verilerle çalıştırılması ile elde edilen ayak bileği fleksiyon momentini görülmektedir. Literatürde normal koşullar göz önüne alındığında en temel ayak bileği fleksiyon hareketlerinin modelden elde edilen fleksiyon momentinin değişiminin örtüştüğü belirlenmiştir. Ayak bileğinin dorsi fleksiyonundan plantar fleksiyonuna doğru hareketinde plantar fleksiyon momentinin artacağı doğrulanmıştır [8,10,11].



Şekil 3.8. Alt ekstremite modeli ayak bileği fleksiyon momentini

4. DİZ EKLEMİ MODELİ VE ARTROPLASTİ

Diz eklemi aslında fleksiyon ve ekstansiyona izin veren menteşe tipi eklem olmasına rağmen yaptığı rotasyon, kayma ve sallanma hareketlerinin fonksiyonu bakımından polisentrik (çok eksenli) bir eklem niteliğindedir. İnsan vücudundaki en karmaşık eklemlerden biri diz eklemidir. Eklemi ilgilendiren ciddi bozukluklarda gereksinim duyulan diz artroplastisi yöntemi ile diz protezi uygulamaları karşılaşılan sorunların çözümünde önemli bir yer tutmaktadır [16,17].

4.1. Diz Eklemi

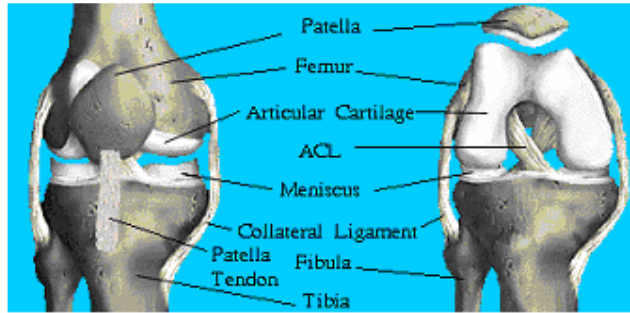
Diz eklemi femur, tibia ve patella (diz kapağı) olmak üzere üç kemikten oluşmaktadır.

Diz ekleminde kemik yapıların uyumu stabiliteyi sağlamak için yeterli değildir. Diz eklemi vücutta hareket açıklığı en geniş olan eklemdir ve uygun fonksiyonu ile stabilitesi bağ bütünlüğü ile sağlanır. Kemik yapılar, kapsül, menisküs ve bağlar diz ekleminde statik stabiliteyi sağlarken, kas ve tendonlarda dinamik stabiliteden sorumludur. Tüm bu yapılar dize altı ayrı hareket özgürlüğü tanır. Femur kondillerinden geçen transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapılır. Diz fleksiyon da iken abduksiyon ve adduksiyon, aynı zamanda internal ve eksternal rotasyon hareketleri yapılır [16,17].

4.1.1. Eklemin kemik yapısı

Diz ekleminin konveks yüzü femur kondillerine, konkav yüzü tibianın üst ucuna aittir. Her iki femur kondillinin önünde ve arasındaki troklear oluğa patella oturarak eklemin yapısına katılır. Femur kondillerinin ön yüzleri oval, arka yüzleri ise sferiktir. Ön yüzdeki oval yapı ekstansiyonda stabiliteyi arttırırken, arka yüzdeki sferik yapı sayesinde hareket açıklığı artmakta ve fleksiyon ile birlikte rotasyon hareketi de yapabilmektedir. Frontal planda lateral kondil (boyun) medial kondilden daha yüksektir ve bu da tibianın anatomik valgusunu (içe büküklük) açıklar. Femur

kondilleri büyüklük ve şekil açısından asimetrik yapı gösterir. Medial kondil daha büyük ve kurvatürü daha simetriktir. Lateral kondilin kurvatürü arkaya doğru artar. Lateral kondilin uzun aksı mediale göre daha uzundur ve sagittal planda yerleşmiştir. Medial kondil aksı ise sagittal plan ile 22°'lik açı yapmaktadır. Sagittal planda kondillerin eksantrik yerleşmesi “mil desteği” denilen mekanizmayı oluşturmakta böylece ekstansiyonda kollateral ligamanların gerginliği artarken fleksiyonda da azalmaktadır [15-17]. Şekil 4.1’de diz ekleminin fleksiyon ve ekstansiyon durumundaki pozisyonları görülmektedir.

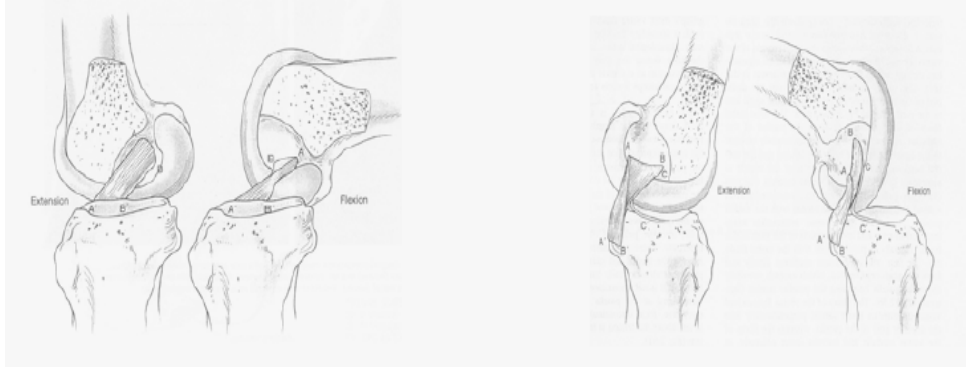


Şekil 4.1. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonu [16]

İki kondil arasında patellanın kaydığı oluğa “troklea” denir. Bu oluk her iki yanında bulunan lateralde daha geniş ve yüksek olmak üzere medial ve lateral dudaklara sahiptir.

4.1.2. Bağlar (Ligamentler)

Dizin fonksiyonel anatomisinde çapraz bağların önemi büyüktür (Şekil 4.2). Ön ve arka çapraz bağ (ACL, PCL) dizin ön-arka stabilizasyonda birincil rol alırken, mediolateral ve rotatuar stabilitede değişen derecelerde rol alırlar. Yan bağlar (LCL, MCL) ise dizin ekstansiyonu esnasında diz stabilitesini korur, fleksiyon esnasında ise ikinci derecede rol alırlar. Yan bağlar (Şekil 4.1) belirli bir fleksiyon açısından sonra iyice gevşerler ve fleksiyon hareketine müsaade ederler [15-18,20].



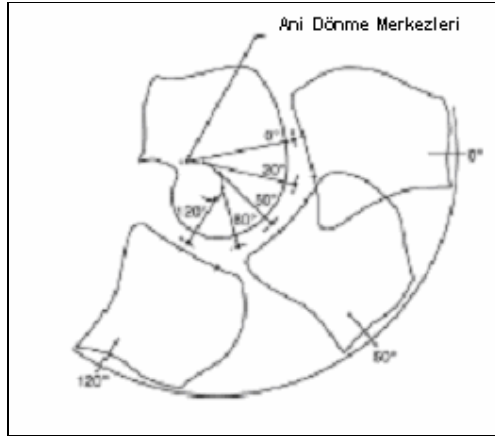
Şekil 4.2. Çapraz bağlar [16]

4.2. Diz Eklemine Biyomekaniği

Diz eklemi menteşe tipi bir eklem olsa da 3 ayrı planda ve çeşitli akslarda hareket eder. Diz sagittal planda transvers eksen etrafında fleksiyon (bükülme) ve ekstansiyon (açılma) yaparken, frontal planda abdüksiyon ve addüksiyon, medial-lateral (horizontal) planda ise iç ve dış rotasyon yapar.

Diz mekanik açıdan birbiri ile çelişen iki fonksiyonu bir arada gerçekleştirir. Bunlardan ilki tam ekstansiyonda sağlanan stabilitedir. Bu stabilite sayesinde diz vücut ağırlığı ve fizyolojik kaldıraç sistemi içerisindeki rolünden kaynaklanan streslere karşı koyar. Dizin diğer özelliği ise geniş hareket serbestliğidir. Belirli bir fleksiyon derecesinden sonra bu serbestlik daha da belirgin hale gelir. Dizin birbiri ile çelişen stabilite ve hareketlilik fonksiyonlarını gerçekleştirebilmesi “kinematik çatışma” olarak adlandırılmaktadır.

Dizin sagittal planda yaptığı fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir rotasyon aksı üzerinde gerçekleşmez. Diz eklemine hareketler polisentriktir ve her fleksiyon açısında dönme merkezi femur kondillerinden geçen farklı bir eksen üzerindedir. Bu dönme merkezlerine “anlık dönme merkezleri” denir. Sagittal planda bu merkezler birleştirildiğinde J harfini andıran eğri elde edilir (Şekil 4.3) [15-18, 20].



Şekil 4.3. Ani dönme merkezleri [20]

Dizin fleksiyon ekstansiyon kinematiği bağlaşıp dört çubuk sistemi ile açıklanmıştır. Bu sistemde dört çubuk, ön ve arka çapraz bağların nötral lifleri ile bağların femoral ve tibial insersiyolarını birleştiren çizgilerdir. Femur ve tibia eklem yüzlerinin geometrik yapısı ve bağlaşıp dört çubuk sistemiyle diz ekstansiyondan fleksiyona gelirken tibianın femur üzerindeki hareketine rotasyonla birlikte kayma hareketi de eşlik eder. Böylelikle femur üzerindeki dönme merkezi de sürekli değişir. Bu kayma ve yuvarlanma hareketlerinin kombinasyonuna “femoral rollback” adı verilir. Femoral rollback’tan birinci derecede arka çapraz bağ sorumludur. 90° fleksiyona gelene dek femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm. geriye doğru kayar. Bağlaşıp dört çubuk sistemi ile geriye kayma esnasında femurun tibianın posterioruna (arkasına) düşmesi engellenir. Femur kondillerde sabit bir noktanın tibia platosu üzerindeki hareketi yuvarlanma olarak tanımlanırken femur kondillerinin tibia platosunda sabit bir nokta üzerindeki hareketi kayma olarak tanımlanır [13].

Dizin ikinci önemli hareketi rotasyondur. Rotasyon, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak rotasyon kabiliyetide artmaktadır. 90° fleksiyonda rotasyon kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90° dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle tekrar azalmaktadır. Tam ekstansiyonda; tibia tüberkülleri femur interkondiller oluğa oturduğundan rotasyon gözlenmez [7,15].

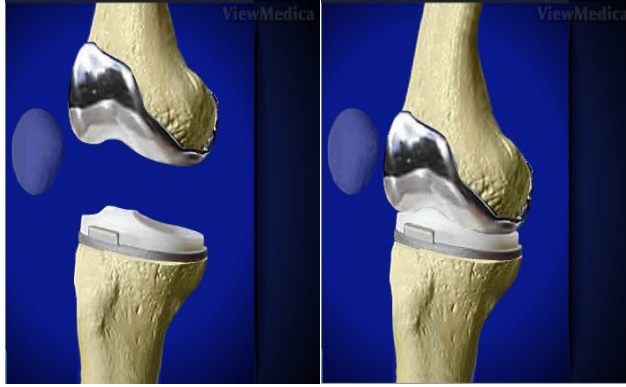
Dizin diğ er bir hareketi olan abduksiyon ve adduksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta ve 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliğı nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda, abduksiyon ve adduksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abduksiyon ve adduksiyon miktarı ortalama 11° kadardır.

Yürüme esnasında tibiofemoral eklemde iki yük biner. Bunlar yürümenin destek fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım fazında bacağıın kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değışmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ile beş katı y k biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Dize binen fonksiyonel yükün y n ve büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir y n ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğı durumda, çapraz ve yan bağılarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağılar. Dizin anlık merkezi dik olduğı durumdan dışarı düşerse eklemde mekanik desteğı sağılayan bağılara gereğıinden çok yük biner [6].

4.3. Total Diz Artroplastisi

Total Diz Artroplastisinde, femur ve tibiadaki harap olan ve ağırlı kısımlar çıkartılır. Bu sahalara daha sonra, özel dizayn edilmiş metal ve plastik eklem parçaları konulur (şekil 4.4) [19].

Günümüzdeki anlamda modern artroplastisi 1960 yılında John Charnley'in total kalça replasmanında femur başı için  elik, asetabuler komponent olarak yüksek dansiteli polietilen ve bu komponentleri kemiğıe fiks etmek için polimetil akrilat kullanması ile başlamıştır. Günümüze kadar implant dizaynı, kullanılan materyal ve fiksasyon tekniğinde birtakım değışiklikler olmakla birlikte, Charnley'in temel prensipleri değışini korumuştur [15,17,20].



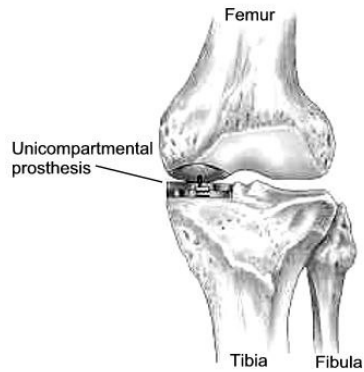
Şekil 4.4. Total diz eklemi [19]

4.3.1. Total diz protezleri

Diz protezleri birkaç şekilde sınıflandırılabilir. Dizin değiştirilen bölümüne, protez dizaynının sağladığı mekanik sınırlamanın derecesine veya gerekli olan sabitleme şekline göre sınıflandırılır [13,17,21].

Unikompartmental diz protezleri

Femur ve tibianın sadece medial veya lateral kompartmanına karşılıklı gelen yüzlerinin değiştirilmesi amacıyla uygulanır (Şekil 4.5) [22]. Patellofemoral eklemi, karşı kompartman ve çapraz bağları koruması avantajlarıdır. Bu tip protezler kısıtlayıcı olmayan protezlerdir [6,13].



Şekil 4.5. Unikompartmental diz protezi [22]

Bikompartmantal diz protezleri

Bikompartmantal diz protezleri, kondiler tip yüzey değiştirme protezlerinin öncüsüdür. Medial ve lateral kompartmanlar değiştirilirken patellofemoral eklem değiştirilmez [22]. 1967’de Gunston’ın geliştirdiği Policentric Diz Protezi bikompartmantal diz protezlerinin öncüsüdür. 1970’lerde geliştirilen Geomedic, ICLH ve Duocondylar Diz Protezleri bikompartmantal protezlerin diğer örnekleridir. Bu protezlerde sıklıkla mekanik yetmezlik gelişmesi nedeniyle yaygın kullanım alanı bulamamıştır. Tasarım olarak kaval ve uyluk kemiğinin hem iç hem de dış taraftaki karşılıklı eklem yüzeylerinin değiştirilmesine olanak verir. Diz kapağı ile uyluk kemiği arasındaki eklem ise aynı kalmaktadır. Bu ve mekanik gevşemeden dolayı görülen yüksek kırılma oranı nedeniyle bu tip implantların total diz artroplastisinde kullanımı neredeyse kalmamıştır.

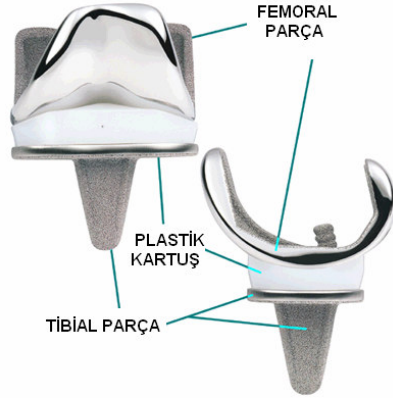


Şekil 4.6. Diz eklemi revizyonu [22]

Trikompartmantal diz protezleri

Günümüzde kullanılan protezler trikompartmantal diz protezleridir. Patellofemoral eklem dahil olmak üzere dizin tüm bölümleri değiştirilmektedir. Bu implantlar yalnızca uyluk ve kaval kemiğinin iç ve dış taraftaki karşılıklı eklem yüzeylerinin yerini almakla kalmamakta ve aynı zamanda diz kapağı ile uyluk kemiği arasındaki eklem de yerini almaktadır (Resim 4.1) [22]. Trikompartmantal diz protezleri sağladığı mekanik desteğe göre üçe ayrılır. Fakat bu grupların kesin tanımı net

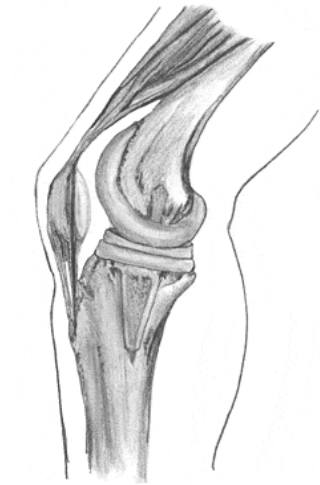
olarak yapılamamaktadır. Kabul gören en temel husus tasarımın en az sınırlama içermesidir [20,23].



Resim 4.1. Trikompartmental diz protezi [22]

Kısıtlayıcı (constrained)

Kısıtlayıcı tip protezler dizin fleksiyon ve ekstansiyonuna izin verip, abduksiyon-adduksiyon veya rotasyon hareketlerini önler yada kısıtlar. Kısıtlayıcı tip protezler dizin hareketlerini bir veya daha fazla planda kısıtladıkları için tüm yüklenmeler, implant-çimento ve çimento-kemik yüzey birleşme noktasına aktarılır. Bu da erken dönemde gevşeme, hatta komponent kırılmaları ile sonuçlanmaktadır.



Şekil 4.7. Sagital düzlemde total diz protezi uygulaması [22]

Yarı kısıtlayıcı (semiconstrained)

Günümüzde kullanılan çoğu protez bu gruba girmektedir. Stabil bir eklem ve anatomik bütünlük sağlanabilir. Bu grup kendi içerisinde arka çapraz bağı koruyan, kesen ve fonksiyonunu yerine koyan olmak üzere üçe ayrılır. Arka çapraz bağın korunduğu protezler yarı kısıtlayıcı protezler içinde en az sınırlayıcı olanlardır [20,23].

Arka çapraz bağın kesildiği protezlere örnek olarak Total Condylar Diz Protezi, Imperial College London Hospital (ICLH) Protezi, Freeman-Samuelson Protezi, Insall-Burnstein Total Condylar Protezi ve Kinematic Condylar Diz Protezi arka çapraz bağın kesildiği tasarımlardır.

Arka çapraz bağın kesildiği ve fonksiyonun yerine konduğu posterior stabilizer tasarımlar yarı sınırlayıcı protezler içerisinde en fazla sınırlayıcı özelliğe sahip olanlardır. Kesilen arka bağın fonksiyonu bu protezlerde femoral komponent üzerindeki mil desteği ile eklemleşen merkezi tibial çıkıntı ile sağlanmaktadır. Bu sayede femoral rollback fonksiyonu yerine konarak hareket açıklığı artırılmakta, aynı zamanda kuadriseps kuvvet kolu uzatılarak ekstansör mekanizma güçlendirilmektedir. Kinematic Stabilizer ve Insall-Burnstein Posterior Stabilizer bu gruba örnek protezlerdir.

Kısıtlayıcı olmayan (unconstrained) protezler

Bu protezler diz eklemi anatomi ve fonksiyonlarına mümkün olduğunca sadık kalınarak tasarlanmıştır. Stabiliteden sorumlu bağların bütünlüğü şarttır. Asimetrik femoral ve tibial komponent, normal diz kinematiğine benzer vida-yuva hareketine ve aktif rotasyona izin verir. Böylece tespit yüzeylerindeki torsiyonel stresleri en aza indirir.

Tibial komponenti mobil olan menisküs yüklenmeli protezler bu gruba girer. Bu protezlerde menisküs yerine geçen iki ayrı tibial polietilen komponent femoral

kondillerle tam bir uyum gösterir. Dizin fleksiyonu esnasında fizyolojik femoral arkaya kayma ve rotasyon gerçekleşerek tüm hareket genişliği boyunca femoral ve tibial komponentler arasındaki uyumun sürekliliği sağlanır. Oxford Diz Protezi ve Low Contact Stress (LCS) Diz Protezi kısıtlayıcı olmayan diz protezlerine örnektir [13, 17, 18, 24]

4.3.2. Sabitleme teknikleri (fiksasyon)

Diz implantları kemiğe üç şekilde sabitlenebilir.

Çimento

Protezin kemikle fiksasyonu metil metakrilatla yapılmaktadır. Bu materyal hamur kıvamındayken kemiğe yerleştirilmekte, komponent çimento (cement) içine oturtulmakta ve ikisi de sertleşene kadar 12-15 dakika bekletilmektedir. Metil metakrilat sertleşince implant kemiğe rijit olarak yerleşmektedir. Bu yöntemde protez kemiğe bir yapıştırıcı (çimento, cement) vasıtasıyla sabitlenir. Epoksi, methyl methacrylate gibi maddelere yapıştırıcı olarak kullanılır. 65 yaş üstü için tavsiye edilmektedir [17].

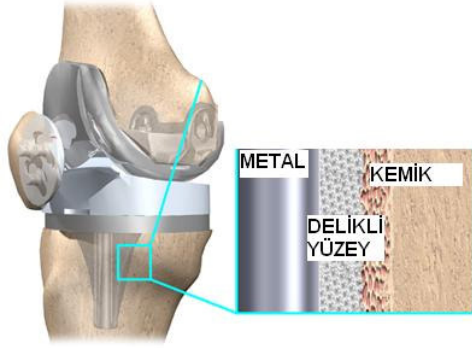


Resim 4.2. Total diz protezli dizin radyografisi

Biyolojik tutunma

İmplantın kemik ile temas eden yüzeyi gözenekli yapılıdır. Kemik dokusunun bu gözenekli yapı içerisine doğru büyümesi (biological ingrowth) ile implant herhangi

bir yapıştırıcı kullanılmaksızın doğal yolla uyluk ve kaval kemiğine sabitlenir (Şekil 4.8) [17, 22].



Şekil 4.8. Biyolojik tutunma [22]

Protez yüzeyi 100-400 mikron çapında porlar içermekte ve kemiğin bu porlardan içeri doğru büyümesi ile biyolojik fiksasyon sağlanmaktadır. Bu yöntemle fraktür iyileşmesine çok benzer bir şekilde, metalik component porları içine kemik gelişimi olmaktadır. 6-12 hafta boyunca kortikal kemikle temas halinde olması gereklidir. Kullanılan protez bileşenlerinin kemiğe fiksasyonu için küçük boşluklu bir yüzey sağlanması amacıyla polimer, seramik ve metaller kullanılmaktadır.

Sıkı geçme

Bu yöntemde protezin geometrik yapısından faydalanılarak kemik uçlarına sabitleme yapılır. Daha çok genç hastalarda tercih edilir .

Plastik yuvalar için ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen, fiksasyon içinde polimetilakrilat, kullanılmaktadır. Son yıllarda daha iyi stabilite elde etmek için porlu (küçük boşluklu yüzey) metaller kullanılmakta, porların içine doğru büyüyen kemik nedeniyle mükemmel bir biyolojik fiksasyon sağlanmaktadır. Çimento protezlerde sistemdeki zayıf nokta, çimento ile kemiğin sınır tabakası olup, aseptik protez gevşemesi riski mevcuttur. Biyolojik fiksasyon ile bunun önemli miktarda önüne geçilmiştir [13, 17, 23].

4.3.3. Biyolojik malzemeler

Yabancı cisimler insan vücudunun içerisine yerleştirildiği zaman dokular malzemenin tipine bağlı olarak proteze çeşitli yollarla tepki gösterir. Bu yüzden protez ile ona tutunacak olan dokuların arasındaki bağın kuvvetini dokunun protez yüzeyine karşı gösterdiği uyumu belirler.

Genellikle insan vücuduna yerleştirilebilen malzemeler dokunun o malzemeye karşı göstereceği tepkiyi ifade edecek şekilde üç sınıfa ayrılabilir.

Asal malzemeler

Titanyum, alüminyum oksit ve yüksek yoğunluklu polietilen gibi insan vücudu içerisinde kimyasal olarak eylemsiz olan ve temas ettiği çevre dokularla hemen hemen hiç reaksiyona (tepkimeye) girmeyen malzemelerdir. Bu tip cansız malzemelerden yapılmış protezlere dokuların tutunması kemik yapıştırıcısı (çimento) veya sıkı geçme (pres fit)'deki yüzey boşluklarının içerisine doğru dokuların büyümesi ile olur. Bu şekil sabitlemeler vücutta kalıcı olan protezlerin uzun süreli stabilite için uygun olmayıp sıklıkla sorunlara neden olmaktadır.

Biyolojik olarak absorbe edilebilen malzemeler

Trikalsiyum fosfat, poliaktik-poliglikolik asit kopolimerleri gibi bazı malzemeler vücuttan yavaşça atılmakta ve yerleri kemik dokusuyla doldurulmaktadır.

Biyoaktif malzemeler

Seramikler, silikon, sodyum, kalsiyum, fosfor oksit içeren cam seramikler, kemiklerle kimyasal bağ kurabildiği gösterilmiş nadir malzemelerdir. Bu kimyasal yapı güçlü bir protez-kemik mekanik bağının oluşumuyla sonuçlanır. Bu kimyasal bağın oluşumu, bu tipteki biyoaktif malzemelerin yaşayan kemik dokusuna implantasyonu ile tetiklenir. İmplant malzemesinin yüzeyi ile canlı dokular arasında

zamandan bağımsız bir kinetik yüzey modifikasyonu gerçekleşir. Özellikle biyoaktif protez malzemesi ile çevresindeki vücut sıvıları arasında iyon değişimi reaksiyonu, protez üzerinde biyolojik olarak aktif ve kristallografiksel olarak kemiğin mineral fazına denk bir hidrokarbon apatit tabakası oluşumuna neden olurlar. Bu göreceli olarak güçlü bir yüzeyler arası bağlanma anlamına gelir [20,23,25].

Biyoaktif malzemeler, biyokimyasal protezlerin vücuda sabitlenmesi probleminin cevabıymış gibi görünse de, kırılğan yapıları ve yük altında çalışma yeteneklerinin sınırlılığı nedeniyle günümüzde ortopedik protezlerin yapımında kullanılmamaktadırlar.

4.3.4. Total diz protezinin parçaları

Femoral parça; metal alaşımından veya saf metalden yapılır. Metal alaşımı olarak kobalt, krom, molibden alaşımları kullanılır. Saf metal olarak ise titanyum kullanılmaktadır. Tibial kartuş; yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden imal edilir.

Tibial plate; femoral parça ile aynı malzemelerden imal edilir. Tibial kartuş ve tibial plate birlikte tibial parçayı oluştururlar [26,27].

Patellar parça; yüksek yoğunluklu plastikten yapılmaktadır. Resim 4.3'de [22] bu parçalar bir arada görülmektedir.



Resim 4.3. Femoral parça, tibial plaka, tibial kartuş ve patellar parça [26]

4.3.5. Artroplasti öncesi hazırlık

Fizik muayene

Fizik muayenede öncelikle alt ekstremité dizilimi değérlendirilir. Herhangi bir deformite olup olmadığı; varsa deformitenin derecesi, nedeni, fikse ya da düzeltilebilir olup olmadığı belirlenir. Diz hareket açıklığı değérlendirilir. Preoperatif hareket açıklığı postoperatif hareket açıklığını belirleyen en önemli faktördür. Hareket kısıtlılığı ve fleksiýon kontraktürü (kısılma) olan hastalarda bunların derecesine göre kollateral bağ gevşetmesi dışında ek gevşetmeler yada ek kemik kesileri planlanabilir. Gerekirse bu hastalarda genişletilmiş yaklaşımlar uygulanabilir. Direkt grafler üzerinde şablonlar vasıtasıyla muhtemel komponent boyutları belirlenir. Aynı zamanda kemik defekte bağlı bir deformite söz konusu ise defektin miktarı ve nasıl giderileceğı değérlendirilir. Defektin, boyutuna göre sement, kemik grefti yada bloklarla giderilmesi planlanır [20].

Kemik kesileri

İdeal postoperatif dizilimin sağlanması için doğru kemik kesilerinin yapılması şarttır. Hatalı kesilere bağlı gelişecek malalignment, komponentlerde eşit olmayan yüklenme ile sonuçlanmaktadır. Bu da instabilite ve gevşemeyi gündeme getirmektedir. Doğru kemik kesileri ve dengeli yumuşak doku gevşetmesi ile yere paralel, fleksiýon ve ekstansiyon aralığı eşit eklem aralığı elde edilir.

Uyluk kemiğinin hazırlanması

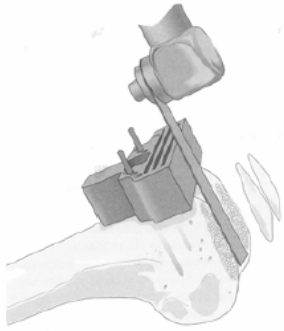
Diz ekleminin çevresindeki yumuşak dokular ameliyat esnasında kaldırılarak diz ekleminin kemik yapısına ulaşılnca özel titreşimli kesme aparatı uyluk kemiğinin alt ucuna yerleştirilir. Bu araç kullanılarak yapılan kemik kesilerinde bacağın orijinal açılarının korunması, eğer hastanın bacaklarında eksenel bozukluklar varsa, bunların da kemiklerin uygun şekillerde kesilmesi ile düzeltilmesi amaçlanır. Böylece hem protezin yerleştirilmesi için uyluk kemiğinin ucu uygun hale getirilmiş olur hem de

daha sonradan diz ekleminin arızası nedeniyle bacakta oluşan şekil bozuklukları düzeltilmiş olur. Böylece 6 temel kesim gerçekleştirilir [17, 26, 27].

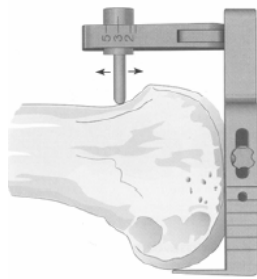
- Anterior distal (uç) femur kesimi
- Posterior distal femur kesimi
- Anterior chamfer distal
- Posterior chamfer
- Transvers distal femur kesimi
- Femoral parçanın stem adı verilen kısmının yerleştirildiği kesik

Distal Femoral Kesim

Distal femoral kesi ana kesidir. Diğer kesiler distal femoral kesiyi baz alır. Distal femoral kesiyi takiben antero posterior femoral çap ölçülerek femoral komponent boyutlandırılması yapılır (Şekil 4.10) [26].



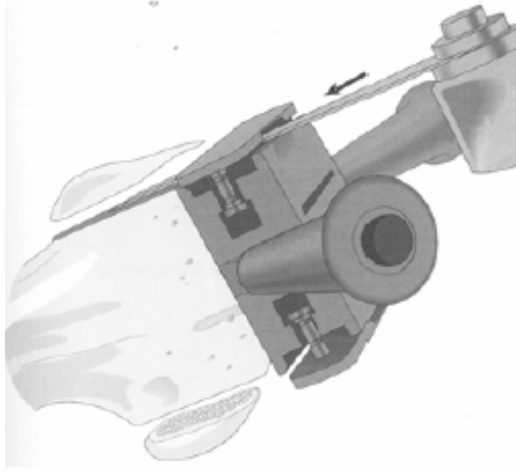
Şekil 4.9. Distal femoral kesim [26]



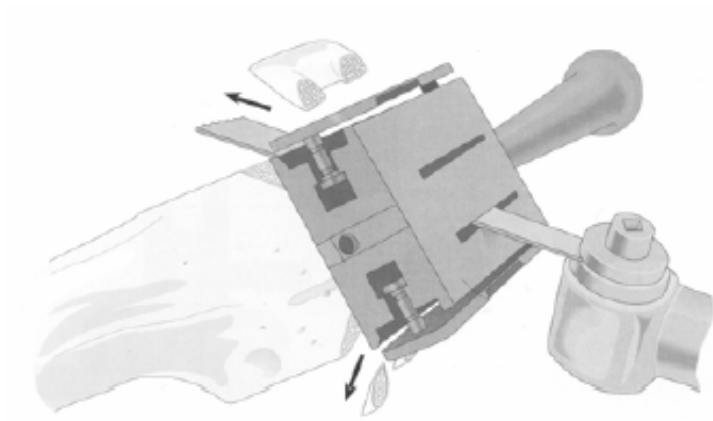
Şekil 4.10. Femoral komponentin boyutlandırılması [26]

Anterior ve Posterior Kondil Kesim

Distal femur kesisinin ardından anterior ve posterior kondil kesileri yapılır. Distal femoral kesi dışındaki kesiler genelde aynı kesi bloğu üzerinden yapılmaktadır (Şekil 4.11) [26]. Anterior kondiler kesi yapılırken, femur anterior korteksinde çentiklenme yapılmamalıdır. Kesiye bağlı oluşacak anterior femoral çentiklenme kırık riskini artıracaktır.



Şekil 4.11. Anterior ve posterior kondiler kesim [26]



Şekil 4.12. Chamfer kesimleri [26]

Femoral Parçanın Yerleştirilmesi

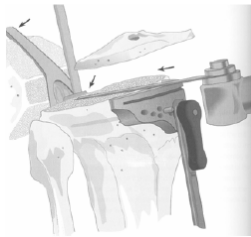
Metalden yapılmış uyluk parçası, uyluk kemiğinin alt ucunun yapılan kemik kesimlerinden sonra şekillendirilmesini takiben üzerine yerleştirilir. Sabitleme işlemi esnasında yapıştırıcı kullanılmayacaksa ise femoral parça pres-fit durumunda kemiğin ucundaki yerini sürtünme yolu ile koruyacaktır. Gözenekli yapıya sahip bir implant kullanılacaksa protez konumunu daha önce bahsedilen biyolojik tutunma durumu ile koruyacaktır.

Kaval Kemiğinin Hazırlanması

Kaval kemiğinin üst ucu iki temel kemik kesiminin yapılması ile protezin yani tibial plate'in yerleştirilmesine hazır hale getirilir. İlk önce kaval kemiğinin üst ucunda yere paralel bir kesim yapılarak kaval kemiğinin uyluk kemiği ile eklem yapan kısmı tamamen kemikten uzaklaştırılır (Şekil 4.13) [26].

Total diz artroplastisinde tibial platonun oluşturulmasında dikkat edilecek en önemli nokta eklem seviyesinin orijinal yüksekliğinin korunmasıdır.

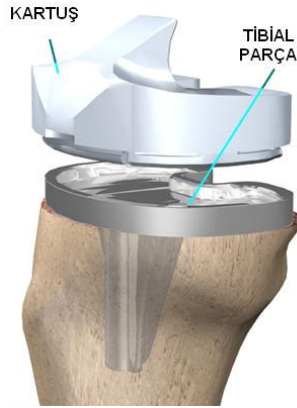
Tibial kesiyi takiben deneme komponentleri yerleştirilerek eklem seviyesi kontrol edilir. Eklem seviyesi yüksekliğinin korunup korunmadığı değerlendirilip uygun olan en ince polietilen insert seçilmelidir. Eklem seviyesi medial femoral epikondilin 3 cm. distalinde, fibula başının ise 1,5 cm. proksimalinde (üst uç) kalmaktadır. Tüberositas tibia, kollateral bağların yapışma yeri ve patella, eklem seviyesinin gerçek yüksekliğini belirlemede diğer referans noktalarıdır [13, 17, 26, 28].



Şekil 4.13 Tibial kesim [26]

Tibial plaka'nın yerleştirilmesi

Kaval kemiğinin üst kısmına yerleştirilen metal plaka plastik kartuşun yerinde tutulması için kullanılır. Tibial plaka'nın yerleştirilmesini takiben yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden yapılmış olan parça metal parçanın üstüne takılır (Şekil 4.14) [22].



Şekil 4.14. Tibial plaka ve kartuşun yerleştirilmesi [22]

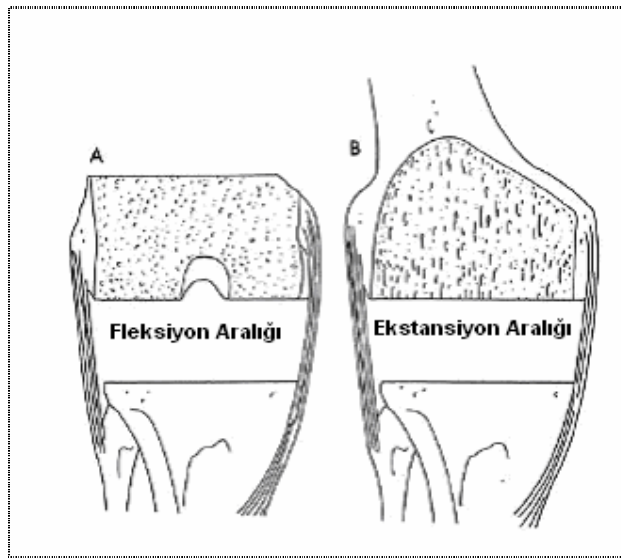
Patellar Kesim

Patellar kesi total diz artroplastisinde isteğe bağlı yapılan diğer kesidir. Patellar kesi yapılmadan önce patellanın kalınlığı ölçülür. Bu amaçla sette kumpas bulundurulur. Ortalama kalınlığı 25 mm. olan patelladan 10 mm. kalınlığında yüzey osteotomize edilir. Optimal fonksiyon için gerekli kemik stoğu en az 15 mm.dir. Bu miktarın altına düşüldüğünde patella kırığı gelişme riski bulunmaktadır. Patellar komponent konduktan sonraki patella kalınlığı orijinal kalınlıktan fazla olmamaktadır [13,17,26].



Şekil 4.15. Patellar kesim [26]

Kemik kesileri tamamlandıktan sonra fleksiyon ve ekstansiyon aralıklarının değerlendirilmesi gerekir. Fleksiyon aralığını, tibial kesi yüzeyi ile posterior femoral kondiler kesi yüzeyi oluştururken, ekstansiyon aralığını ise tibial kesi yüzeyi ile distal femoral kesi yüzeyi oluşturur (Şekil 4.16) [26]. Femoral ve tibial kesiler sonrasında fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır. Her iki aralığın eşit şekilde dengelenemediği durumlarda dizde değişik seviyelerde hareket kısıtlılığı gelişecektir.

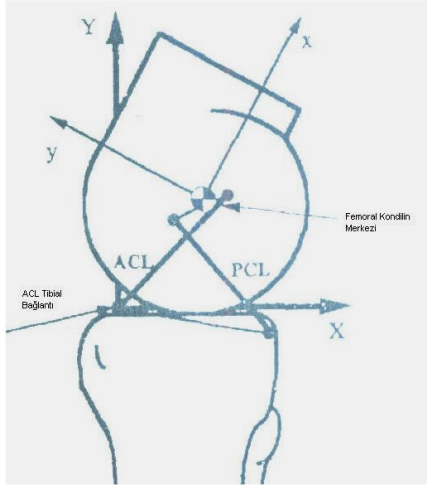


Şekil 4.16. Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları [26]

4.4. Diz Modeli

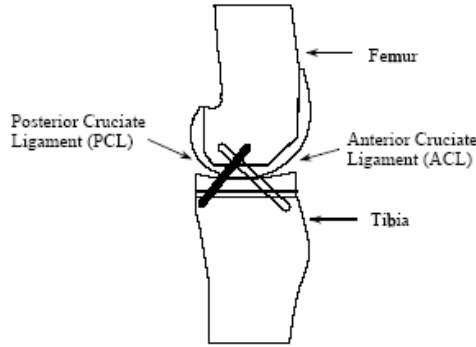
Literatürde yer alan diz eklem modellerinin bir çoğunun diz ekleminde bulunan bağların ikisini veya dördünü kullanarak tek veya birleşik dört çubuk mekanizması şeklinde tasarlandığı görülmektedir. Örneğin Chittajallu ve Khort tarafından tasarlanan bir model aynı anda önemli bağların tüm dördünü de açıklayan çok bağlantılı bir düzlemsel mekanizma olmaktadır. Model her biri içinde, tibianın sabit bağlantı olduğu ve femurun ise birleştirici bağlantı (giriş bağlantısı) olduğu dört çubuktan meydana gelen birleşmiş iki mekanizma olarak görülebilir. ACL ve PCL, birinci dört çubuğu tamamlamaktadır; diğer yandan ise, LCL ve MCL, ikinci dört çubuğu bütünler. Bağların her biri, döner pim ile bir uçta tibiaya ve diğer uçta ise

femura bağlı olan düz ve elastik bir bağ olarak modellenir. Bu bağlar, pasif birleşme hareketinden oluşan dıştan saran kılıfı tanımlar. Bu modelde her bir bağa ilişkin bir sertlik belirleyip dengeli diz konfigürasyonunu tespit etmek için eklem yerinde gücün asgariye indirilmesinden yararlanılmıştır. Modelde girdi, z-ekseni etrafında femoral kondilin döndürülmesi olmaktadır. Diz fleksiyonunun tam kapsamı sonra bir dizi tedricen artan dönme olarak modellenir. Femurun bir birini takip eden her bir dönmesinden sonra femur üzerine tatbik edilen bağ güçleri hesaplanır. Dengeli diz konfigürasyonu, bundan en az anterior – posterior gücün ortaya çıktığı femoral kondil (yani x ve y koordinatları) konumu olarak tespit edilmektedir (Şekil 4.17) [29].



Şekil 4.17. Chittajallu ve Khort'un diz modeli [29]

Bir başka model ise Ellis ve arkadaşları tarafından tasarlanan dört çubuk mekanizmasının bir geometrik uygulaması şeklindedir. Yine önemli bağlar bir dört çubuk mekanizması oluşturmaktadır. Çalışmalarında femurun dönmesi ile bu bağların oryantasyonu incelenmektedir. Bu model tek serbestlik derecesine sahiptir ve yine sagittal düzelemde tasarlanmıştır. Çözüm için ise geriye ve ileriye doğru yinelenen kinematik yönteminden faydalanılmıştır (Şekil 4.18) [30].



Şekil 4.18. Ellis ve arkadaşlarının diz modeli [30]

Ancak Chittajallu ve Khort tarafından tasarlanan modelde, dört bağın hepsi ile birlikte dizin modelini çıkarmak için (üzerinde elastik bağlar olan) dört çubuklu mekanizma kullanılması haddinden fazla serbestlik derecesi ile sonuçlandığından bir optimizasyon çalışması zorunluluğu doğmuştur. Çalışmalarında femur ve tibianın profilleri yer almamaktadır. Chitatajallu ve Khort çalışmalarının klinik uygulanabilirliğini artırmak için femur ve tibianın profillerinin daha iyi bir temsiline yer verilmesi gerektiğini vurgulamışlardır [29].

Ellis ve arkadaşlarının çalışması ise sadece iki ana bağ temsil etmektedir ve eklem yüzeylerinin etkisi, eklem yüzeylerinde oluşan reaksiyon kuvvetleri modelde yer almamaktadır [30].

Bu çalışmada ise Boersma ve arkadaşları tarafından yapılan diz eklemine yönelik analitik çalışma baz alınmıştır [31]. Ancak total diz artroplastili hastaların eklemlerinde oluşabilecek hataları inceleyebilmek için bazı revizyonlar yapılmıştır.

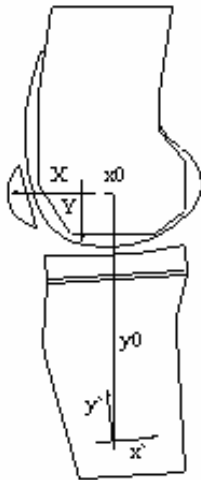
4.5. Diz Eklemine Matematik Modeli

Diz eklemi ile ilgili matematik model oluşturulurken eklem flexiyon ve ekstansiyon hareketlerini taşıyan sagittal düzlemde çalışılmıştır. Aslında dizdeki flexiyon ve ekstansiyon hareketi vücudun sagittal düzlemine dik bir eksen etrafında olmak zorunda değildir. Ancak yürüme analizine yönelik bir çok çalışmada, eklem

açıların mekanik bir modelle tanımlandığında; Grood ve Suntay tarafından önerilen (fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin sagittal düzleme dik bir eksen etrafında olmaması konusunda) belli bir sıraya bağlı olmayan yaklaşımlarına yönelik standard ile aynı sonuçları verdiği gösterilmektedir. Örneğin ODTÜ tarafından yürütülen Tubitak projesinde de eklem açılarının tanımlanmasına yönelik mekanik yaklaşımın, Grood ve Suntay'ın standardı ile aynı sonuçları verdiği gösterilmiştir [12, 32, 33].

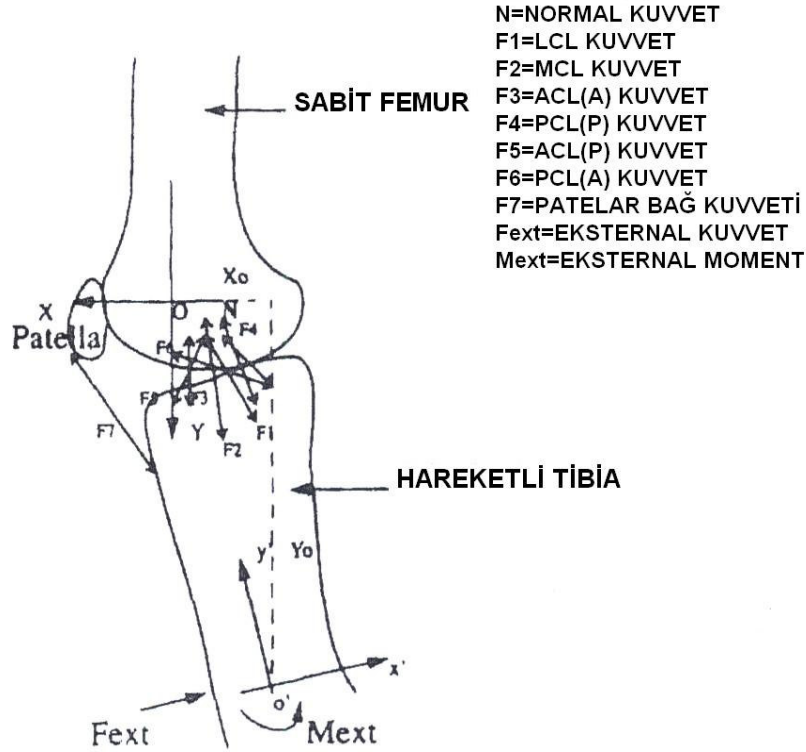
4.5.1. Koordinat dönüşümü

Beş temel bağ modele dahil edilmiştir. Bunlar; yan bağlar MCL, LCL, çapraz bağlar ACL, PCL ve patellar bağıdır. ACL ve PCL'nin anterior ve posteriordaki bağlantıları da ayrıca modelde yer almaktadır. Tüm bu bağların iki boyutlu olarak, femura ve tibiaya tutunma noktaları Çizelge 4.1'de yer almaktadır [29, 31, 34].



Şekil 4.19. Sagittal düzlemde artroplasti uygulanmış diz modeli

Femur'un sabit ve tibianın da hareketli olduğu düşünülerek (Şekil 4.19) Eş. 4.1'deki koordinat dönüşümü yapıldığında, tüm bağların açısal oryantasyonu, dizin tüm fleksiyon açılarında izah edilebilir. Eş. 4.1'de yer alan x_0, y_0 ; femur ve tibianın kendilerine ait orijin noktalarının birleşimidir. Bu aynı zamanda femura göre tibianın kütle merkezinin konumu da olmaktadır.



Şekil 4.20. Sagital düzlemde diz modeli

Çizelge 4.1. Kendi koordinat sistemlerine göre bağların femur ve tibiaya tutunma noktaları

Bağ	X-Femur (m)	Y-Femur (m)	X-Tibia (m)	Y-Tibia (m)
LCL	-0,025	0,019	0,038	0,176
MCL	-0,023	0,014	0,021	0,161
ACL(A)	-0,023	0,019	0,008	0,211
ACL(P)	-0,019	0,019	0,011	0,211
PCL(A)	-0,032	0,024	0,038	0,206
PCL(P)	-0,012	0,024	0,038	0,206
P.Bağ	0,042	0,130	-0,003	0,178

Bağların tibianın hareketi sırasında aldığı yeni konumlar Eş. 4.1 ile tespit edilir:

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (4.1)$$

f_x, f_y tüm bağların femoral koordinat sistemine göre femura tutundukları noktaları, x, y tüm bağların tibial koordinat sistemine göre tibiaya tutundukları noktaları, α ise fleksiyon açısını tanımlamaktadır. Bu dönüşüm matrisi ile hem tüm bağların femoral koordinat sistemine göre konumları belirlenebilmektedir hem de açısal değişimlere göre bağların femoral koordinat sistemine göre aldıkları yeni konumları hesaplanabilmektedir.

4.5.2. Eklem yüzeyleri

Abdel-Rahman ve Hefzy'nin femur ve tibianın yüzeyine yönelik önerdikleri profiller bu modelde temel alınmıştır. Bir çok total diz eklemi imalatçısı ve araştırmacı, tasarımlarında bu profillere uymaya çalışmaktadırlar ve dengeli diz konfigürasyonu için ideal bir profil olduğu bilinmektedir. F_1, F_2 sırasıyla femur ve tibianın yüzeylerini izah eden eşitlikler olmaktadır [29, 31, 24]:

$$F_1 = 2.733 + \sqrt{1.8144 - (X + 2.692)^2} \quad (4.2)$$

$$F_2 = 21.34 - 0.2578x + 0.0477x^2 \quad (4.3)$$

4.5.3. Temas noktaları ve normal kuvvet

Femur ve tibianın yüzeyleri dizin fleksiyon hareketi esnasında bir noktada temas ederler. Bu durumda femur ve tibianın temasında kendilerine ait temas noktalarındaki teğetlerinin kesişimi söz konusudur. Bu kesişimin normalleri dikkate alındığında çarpımları bir sıfır değere sahip olmaktadır:

$$n_1 \times n_2 = 0 \quad (4.4)$$

$$\tan \theta = \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 m_2} \quad (4.5)$$

Eş. 4.5 kesişen iki teğetin aralarındaki açının hesaplanmasını içermektedir. Sırasıyla teğetlerin eğimlerinden oluşan bir ifadedir:

$$\sin \alpha \left[1 + \left(\frac{dF_1}{dX} \right)_{X=FXC} * \left(\frac{dF_2}{dx} \right)_{TXC} \right] = \cos \alpha \left[\left(\frac{dF_1}{dX} \right)_{X=FXC} - \left(\frac{dF_2}{dx} \right)_{TXC} \right] \quad (4.6)$$

Femurun ve tibianın temas noktalarının fleksiyon açısıyla değişimini içeren sadeleştirilmiş ifade ise Eş. 4.6a, 4.6b ve 4.6c ile tespit edilebilir [29]:

$$-\frac{1}{23} * \alpha - 1.346 = FXC \quad \alpha < 55 \quad (4.6a)$$

$$-\frac{1}{140} * (\alpha - 55) - 3.75 = FXC \quad \alpha > 55 \quad (4.6b)$$

$$\frac{1}{138.5} * \alpha + 1.75 = TXC \quad (4.6c)$$

FXC; Femurun fleksiyon açısıyla değişen, tibia ile kesişiminin yatay eksenindeki noktasını, TXC ise aynı fleksiyon açısında, tibianın femurla kesişiminin yatay eksenindeki noktasını ifade etmektedir.

Femur ve tibianın temas noktalarında oluşan normal kuvvet ise alt ekstremitte modelinden faydalanılarak elde edilmiştir. Alt ekstremitte modeli ile eklemlerde oluşan açıları ve ayağa gelen yer reaksiyon kuvveti ve moment kullanılarak eklemlerde oluşan fleksiyon ve ekstansiyon momentleri tespit edilebilmektedir. Normal kuvvet (kontak kuvvet), femurun tibia ile temas noktasındaki teğetin normali ile birlikte düşünülmelidir. Çünkü normal kuvvet eğim durumuna göre negatif veya pozitif olabilmektedir [29]:

$$N = N.n_1 \quad (4.7a)$$

Femurun tibia ile temas ettiği noktadaki teğetin eğimi Eş. 4.7b ile ifade edilir:

$$n_1 = \frac{dF_1}{d(FXC)} \quad (4.7b)$$

Teğetin yatay eksen ile yaptığı açı ise Eş. 4.7c ile tespit edilir:

$$\gamma = \arctan(n_1) \quad (4.7c)$$

Tibianın femur ile temas ettiği noktadaki teğetin eğimi Eş. 4.7d ile ifade edilir:

$$n_2 = \frac{dF_2}{d(TXC)} \quad (4.7d)$$

Baldırın (tibia) değişen fleksiyon açılarında, tibial koordinat sistemine göre kontak kuvvetin bileşenleri ise Eş. 4.7e ile tespit edilir:

$$\begin{aligned} N_x &= N \sin(\gamma) \\ N_y &= N \cos(\gamma) \end{aligned} \quad (4.7e)$$

4.5.4. Bağ boyları ve bağ kuvvetleri

Bağ boyları diz eklemine bütün fleksiyon açıları durumunda tespit edilebilir. Bağ boylarının her durumda tespit edilebilmesi bağ kuvvetlerinin modele yansımaları sağlayabilmek açısından çok önemlidir. Çünkü bağlar; ancak boylarının nötral durumdaki boylarından uzun olması durumunda sisteme bir bağ kuvveti girdisi sağlamaktadır.

Bağların rijitlik modülleri ve gerilme oranları literatürde bir çok çalışmada tespit edilmiştir. Modele dahil edilen tüm bağların rijitlik modülleri (k) ve gerilme oranları (ϵ) tablolarda verilmiştir (Çizelge 4.2, Çizelge 4.3) [20, 28, 32, 34].

Eş. 4.8’de gösterilen L_b bağların hareketin ilk başlama durumundaki boylarını, L_n ise bağların nötral durumdaki boylarını ifade etmektedir. Bağ boylarının tespit edilmesi için ise Eş. 4.9’dan faydalanılmıştır. Eş. 4.9’da görülen X ve Y bağların femoral koordinat sistemine göre femura tutundukları noktaları, fx ve fy ise bağların femoral koordinat sistemine göre tibiaya tutundukları noktaları göstermektedir:

$$L_b = L_n \times \varepsilon \quad (4.8)$$

$$L = \sqrt{(X - fx)^2 + (Y - fy)^2} \quad (4.9)$$

Bağ kuvvetleri; bağların boylarındaki değişim ve rijitlik modülleri ile birlikte Eş. 4.10 ile tespit edilir [29]:

$$\begin{aligned} F_L &= k(L_s - L_b)^2 & L_s > L_b \\ 0 & & L_s \leq L_b \end{aligned} \quad (4.10)$$

Eş. 4.10’dan görüldüğü gibi bağların boylarındaki uzama ile oluşan bağ kuvvetinin yanında, bağ boylarının başlangıç koşullarından kısa olması durumu da mevcuttur. Bu durumda bağ kuvveti sıfır olmaktadır [29, 31].

Çizelge 4.2. Bağların rijitliği

Bağ	k (kg)
LCL	1.500
MCL	1.500
ACL(A)	2.000
ACL(P)	1.000
PCL(A)	1.750
PCL(P)	1.750
Patellar Bağ	2.250

Diz ekleminin farklı fleksiyon açılarında oluşan bağ kuvvetlerinin bileşenlerinin hesaplanması için ise yine koordinat dönüşümünden ve trigonometrik fonksiyonların geometrik anlamından faydalanılmıştır. Bu bileşenlerin elde edilmesine yönelik ifade Eş. 4.11’de verilmiştir. Bağ kuvvetlerinin bileşenlerinin belirlenmesi, bağların modele kattığı moment etkisinin belirlenmesi için gereklidir [29,31].

Çizelge 4.3. Bağların gerilme oranı

Bağ	ϵ
LCL	1,020
MCL	1,020
ACL(A)	1,050
ACL(P)	1,035
PCL(A)	1,050
PCL(P)	1,050
P.Bağ	1,020

Bağ kuvvetlerinin femur koordinat sistemine göre bileşenleri Eş. 4.11a ile tespit edilir:

$$F_x = F_L \left(\frac{Y - f_y}{X - f_x} \right) , F_y = F_L \left(\frac{X - f_x}{Y - f_y} \right) \quad (4.11a)$$

Tibia koordinat sistemine göre bu kuvvetlerin bileşenleri tibiada oluşturdukları moment etkisinin tespit edilmesi için gereklidir:

Eş. 4.11’de yer alan X, Y L ’li ifadeler tibial koordinat sistemine göre bağların hem femura hem de tibiaya tutundukları noktaların yatay ve dikey eksenden olan uzaklıklarıdır. Bu ifadeler cosinüs ve sinüs fonksiyonlarını ifade ederler.

Bu bağların yanında bir de patellar bağın modele kattığı kuvvet etkisi bulunmaktadır. Ancak patellar bağ bir ucuyla tibiaya tutunurken diğer ucuyla da patellaya tutunmaktadır.

Diz ekleminde bulunan synovial sıvı, önemsiz oranda bir direnç oluşmasını sağlamaktadır ve sürtünme katsayısını sıfıra çok yakın bir değere düşürmektedir. Bu açıdan sürtünme kuvveti modele dahil edilmemiştir [29, 31].

4.5.5. Eksternal moment

Diz ekleminde oluşan momentte eksternal momentin katkısı da tespit edilmektedir ve tibiayı yöneten hareket denklemlerinde görülmektedir. Bu eksternal moment alt ekstremite modelinde tibia distaline gelen kuvvet ve momentleri de içermektedir. Tibianın hareketi üç eşitlikle ifade edilir. Bu eşitliklerin içerisinde; temas noktasında oluşan normal kuvvet ve normal kuvvetin oluşturduğu moment, bağ kuvvetleri ve oluşturdukları moment, gravite etkisi, tibianın atalet momenti, doğrusal ve açısal yer değiştirmelerin ivmeleri yer almaktadır. Eş. 4.12 tibianın yatay eksenindeki kuvvetini, Eş. 4.13 dikey eksenindeki kuvvetini göstermektedir. Modelde oluşan momentler ise Eş. 4.14 ile ifade edilmiştir [29].

Tibianın kütle merkezinde tespit edilen kuvvetlerin bileşenleri Eş. 4.12 ve Eş. 4.13 ile belirlenir:

$$m \left(\frac{d^2 x}{dt^2} \right) = (F_e)_x + N(n_1)_x + \sum (F_{L_j})_x + (F_{LP_j})_x \quad (4.12)$$

$$m \left(\frac{d^2 y}{dt^2} \right) = (F_e)_y + N(n_1)_y + \sum (F_{L_j})_y + (F_{LP_j})_y \quad (4.13)$$

Tibianın kütle merkezinde tespit edilen moment Eş. 4.14 ile belirlenir:

$$I_z \left(\frac{d^2 \alpha}{dt^2} \right) = M_e + \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} TXC \\ TYC \end{bmatrix} \times Nn_1 + \sum_{j=1}^6 \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} TXC \\ TYC \end{bmatrix} [(F_{L_j})_{xi} + (F_{L_j})_{yi}] + \sum_{j=1}^6 \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} TXC \\ TYC \end{bmatrix} [(F_{L_j})_{xi} + (F_{L_j})_{yi}]_{patellar} \quad (4.14)$$

Eş. 4.14'deki kütleli atalet momenti alt ekstremite modelinde ifade edilen antropometrik veriler kullanılarak tespit edilir. Açısal hız ve ivme ise yürüme sırasında normal kabul edilen diz eklemi açısal değişimlerinin merkezi farklar yöntemi ile türetilmesiyle elde edilir:

$$\dot{\alpha} = \frac{\alpha_{k+1} - \alpha_{k-1}}{2\Delta t} \quad (4.15a)$$

Tibianın kütle merkezinin açısal ivmesi Eş. 4.15b ile tespit edilir:

$$\ddot{\alpha} = \left(\frac{\alpha_k - 2\alpha_{k-1} + \alpha_{k-2}}{(\Delta t)^2} \right) \quad (4.15b)$$

Yürüme analizi laboratuvarında ölçümler 50 Hz'lik bir frekansla yapılmaktadır. Bir yürüyüş yaklaşık 1 saniye sürdüğü bilindiğine göre bu sürede 50 ölçüm gerçekleştirilmektedir. Bu frekansa göre tespit edilen açısal değişimler kullanılarak açısal ivmeler merkezi fark yaklaşımı ile yaklaşık olarak elde edilebilir [14].

4.5.6. Model çıktıları

Modelde; diz eklemine oluşan açısal değişimler ve ayağa gelen yer reaksiyon kuvvetleri ve moment girdi olarak ele alınmaktadır ve diz eklemine oluşan fleksiyon momentleri ve bağ boylarındaki değişimler ise çıktı olarak tespit edilmektedir.

Alt ekstremite modeli ile elde edilen diz eklemi reaksiyon kuvvetleri; eklem yüzeyleri kontak noktasında oluşan kontak kuvveti olmaktadır. Böylece bu kontak kuvvetinin tibiayı yönlendiren hareket denklemlerindeki momentlere katkısı hesaplanabilir (Eş. 4.16).

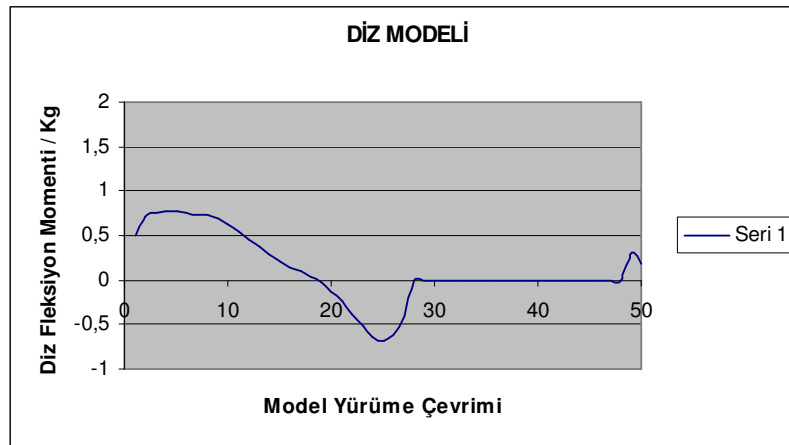
$$\begin{aligned} M_{Nx} &= N_x \cdot F_2(TXC) \\ M_{Ny} &= N_y \cdot TXC \end{aligned} \quad (4.16)$$

Diz ekleminin hareketi sırasında bağ boylarının uzamasıyla oluşan bağ kuvvetlerinin ise, Eş. 4.11’de gösterildiği şekliyle bileşenlerine ayrılarak tibiya etkidikleri moment hesaplanır (Eş. 4.17):

$$\begin{aligned} M_{Lx} &= F_x \cdot yd \\ M_{Ly} &= F_y \cdot xd \end{aligned} \quad (4.17)$$

Eş. 4.17’de yer alan yd ve xd bağ kuvvetlerinin tibia’nın kütle merkezine göre kuvvet kolları olmaktadır ve bağın tibiya tutunduğu noktanın tibial koordinat sistemine göre konumunda ifade eder.

Alt ekstremitte modelinden elde edilen ayak bileği momentinin, eklem yüzeylerinde oluşan kontak kuvvetinin tibia’nın kütle merkezine göre momentinin, bağların tibia’nın kütle merkezinde oluşturdukları momentlerin ve tibia’nın açılal hareketinden dolayı oluşan momentlerin toplamı diz eklemine etkiyen fleksiyo-ekstansiyon momentini ifade eder. Yürüme çevrimi için bu hesaplamalara yönelik “Condylar4” adlı bir microsoft excel dosyası oluşturulmuş ve bu dosya microsoft visual basic ile takviye edilmiştir. Şekil 4.21.’de gösterilen grafik; örnek kabul edilen yürüme parametrelerinin girdi olarak alınmasıyla; diz ekleminde oluşan fleksiyo momentinin yürüme çevrimi ile değişimini göstermektedir.



Şekil 4.21. Diz modeli fleksiyo momentinin yürüme çevrimi ile değişimi

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi diz modelinde topuk vuruşu sonrasında dizin fleksiyon hareketiyle fleksiyon momentinin arttığı ve dizin ekstansiyona hareketinde ise fleksiyon momentinin azaldığı doğrulanmıştır [8,10,11].

Bağ boylarının değişimi

Fleksiyon pozisyonunda yan bağlar (LCL, MCL) gevşediğinde, tibia başının öne yer değiştirmesi ön çapraz bağ tarafından (ACL), arkaya yer değiştirmesi ise arka çapraz bağ (PCL) tarafından engellenir.

Diz eklemi ekstansiyondayken dizi koruyan bağlar iç ve dış yan bağlardır. Bu bağlar fleksiyon esnasında gevşektirler; ekstansiyon esnasında ise, maksimal olarak gergin dururlar. Bu gerginlikleri sayesinde kollateral bağlar, diz eklemindeki kemiklerin yana kaymasına engel olarak, dizin medio lateral stabilitesini sağlar. Ekstansiyondaki dize yan taraftan kuvvet etki etmesi, yan bağların rüptürü (yırılması) için tipik bir mekanizmadır [27,28].

Diz eklemi modeli ile bağ boylarının değişimi incelenebilmektedir. Model; diz ekleminin hareketi sırasında bağların tibiada; femoral koordinat sistemine göre yeni konumlarını tespit edebilecek ifadeleri içermektedir.

5. MATERYAL VE METOD

Üçüncü bölümde alt ekstremité modeli çözümüne yer verilmiştir. Alt ekstremité modelinden tibia proksimali reaksiyon kuvvetleri ($R_{xp(tibia)}$, $R_{yp(tibia)}$) ve tibia distali reaksiyon kuvvetleri ($R_{xd(tibia)}$, $R_{yd(tibia)}$) tespit edilir.

Dördüncü bölümde yer alan diz ekleminin matematik modelinde, kontak kuvveti; alt ekstremité modelinden elde edilen $R_{xp(tibia)}$, $R_{yp(tibia)}$ bileşenleri olarak tespit edilir. Bağ kuvvetlerinin ve kontak kuvvetin tibianın kütle merkezine olan moment etkileri belirlenir. Tibianın açısall hareketinden dolayı elde edilen toplam moment ($I_z\alpha$) içerisinde M_e eksternal momentini de barındırır.

Böylece diz fleksiýon momentini tibianın proksimalinde (M_{zp}) Eş. 5.1 ile belirlenir:

$$M_{zp}=M_e-M_{zd}-R_{xd(tibia)}(rd\sin\theta)-R_{yd(tibia)}(rd\cos\theta) \quad (5.1)$$

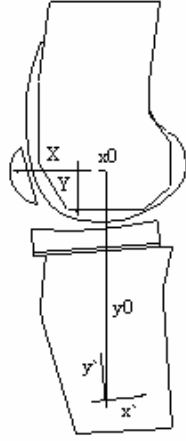
Yürüme analizinden elde edilen; eklemlerin açısall değışimleri, yer reaksiyon kuvvetleri ve momentini ve kişinin antropometrik verileri modelde kullanılır. Tüm veriler alt ekstremité modeli ve diz modeli ile birlikte diz fleksiýon momentinin tespiti için çözümü oluşturur.

5.1. Tibial Kartuşun Sapması

Tibial kartuşun eksenden veya açısall sapma durumları; incelenebilmeleri için diz modelinde kullanılan koordinat dönüşümünde ifade edilir.

Tibial kartuşun sagittal düzlemde yatay eksendeki sapması

Tibial kartuşun yatay eksenden sola veya sağa doğru kayması (Şekil 5.1); dengeli diz konfigürasyonunu koruma eğiliminde olan bağlarda ne gibi değışimlere neden olacağı ve diz fleksiýon momentini nasıl etkileyeceğı konusunda fikir edinebilmek için koordinat dönüşüm eşitliğine (Eş. 5.2) dahil edilir.

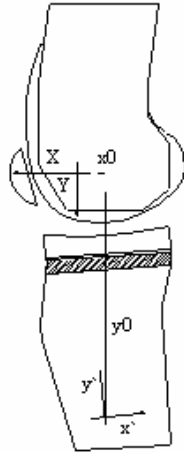


Şekil 5.1. Tibial kartuşun sagittal düzlemde yatay ekseninde kayması

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_s \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (5.2)$$

Tibial kartuşun sagittal düzlemde düşey eksenindeki sapması

Total diz artroplastisinde yapıştırıcı malzemelerin gereğinden fazla kullanılmasına ve tibial kesimde yapılan hatalara bağlı olarak düşey ekseninde nötral pozisyona göre sapmalar oluşabilir. Bu durum modele Eş. 5.3 ile dahil edilir.

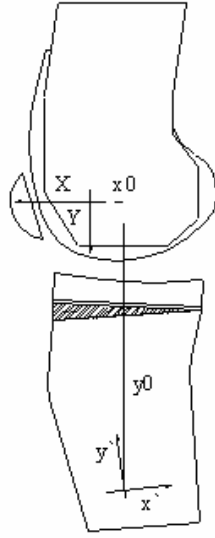


Şekil 5.2. Tibial kartuşun düşey ekseninde sapması

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_0 - x_s \\ y_0 - y_s \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (5.3)$$

Tibial kartuşun sagital düzlemde açısai sapması

Şekil 5.3’de tibial kartuşun açısai sapması görölmektedir. Tibial kartuşun açısai sapması durumunda koordinat dönüşümü Eş. 5.4 şeklinde tespit edilir.

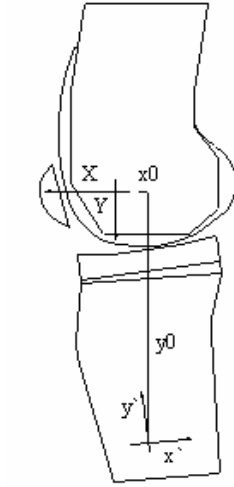


Şekil 5.3. Tibial kartuşun sagital düzlemde açısai sapması

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_0 - x_s \\ y_0 - y_s \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos(\alpha + \alpha_s) & -\sin(\alpha + \alpha_s) \\ \sin(\alpha + \alpha_s) & \cos(\alpha + \alpha_s) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (5.4)$$

Tibial kartuşun sagital düzlemde ters açısai sapması

Tibial kartuşun saatin tersi yönünde açısai sapması da söz konusu olabilir. Bu durum Eş. 5.5 ile diz modelinde ifade edilir. Şekil 5.4’de tibial kartuşun saatin tersi yönünde açısai olarak saptığı görölmektedir.



Şekil 5.4. Tibial kartuşun sagital düzlemde ters açısal sapması

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_0 - x_s \\ y_0 - y_s \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos(\alpha - \alpha_s) & -\sin(\alpha - \alpha_s) \\ \sin(\alpha - \alpha_s) & \cos(\alpha - \alpha_s) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = 0 \quad (5.5)$$

Eş. 5.2- Eş.5.5 ile ifade edilen tibial kartuşun sapma durumları belirli miktarlarda sapmalar ele alınarak diz fleksiyon momentleri elde edilir. Elde edilen fleksiyon momentleri; herhangi bir rahatsızlığı bulunmadığı belirtilen aktif hastaların yürüme analizleri ile karşılaştırılır. Bu durumda bağ kuvvetlerinin değişimi incelenir ve elde edilen fleksiyon momentleri ile ilişkilendirilir.

6. BULGULAR VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

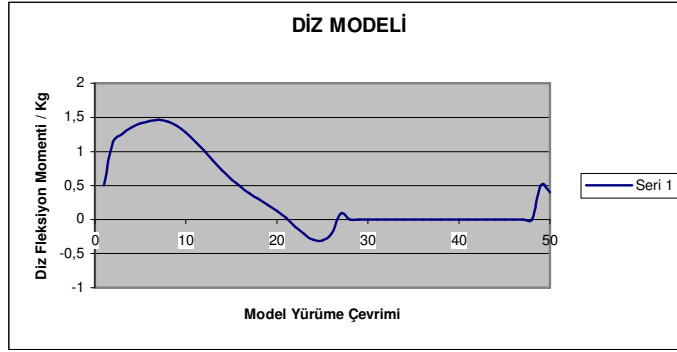
Total diz eklemine tibial parçası olan tibial kartuşun örnek olarak alınan miktarlarda saptasına göre oluşan diz fleksiyon-ekstansiyon momentinin, yürümenin çeşitli fazlarında ki değerleri Çizelge 6.1’de verilmiştir.

Çizelge 6.1. Yürümenin fazlarında diz momentleri ve tibial kartuşun saptmaları

Yürümenin Fazları	Model Fleksiyonu Nm/kg	x = 0.005 cm sapma durumu Nm/kg	y = 0.05 cm sapma durumu Nm/kg	SY 2° sapma durumu Nm/kg	STY 2° sapma durumu Nm/kg
Topuk Vuruşu	0,4618	0,51	0,60	0,40	0,63
Ayak T. Teması	0,3463	1,44	0,99	0,52	0,95
Topuk Kalkması	0,1311	0,58	0,36	0,12	0,36
Diz Bükülme	-0,1141	-0,1	-0,27	-0,52	-0,23
Parmak K.	-0,4810	-0,08	-0,19	-0,54	-0,25

Tibial kartuşun yatay eksenden saptması durumunda elde edilen fleksiyon momentlerinde belirgin değişiklikler gözlenmektedir. Topuk vuruşu esnasında elde edilen fleksiyon momenti 0,51 Nm/kg’dır. Bu durumda %9’luk bir fleksiyon momenti artışı gerçekleşmiştir. Bu ise dizin tekrar fleksiyona gelebilmesi için gerekli fleksiyon momentinin artacağını hatırlatmaktadır. Parmak kalkması esnasında -0.08 Nm/kg olduğu görülen diz momentinden gerekli ekstansiyon momentinin azaldığı da dikkate alındığında fleksiyon kısıtlılığının gerçekleşeceği görülmektedir. Bu ise fleksiyon kontraktürü anlamına gelmektedir [13, 15, 27, 28].

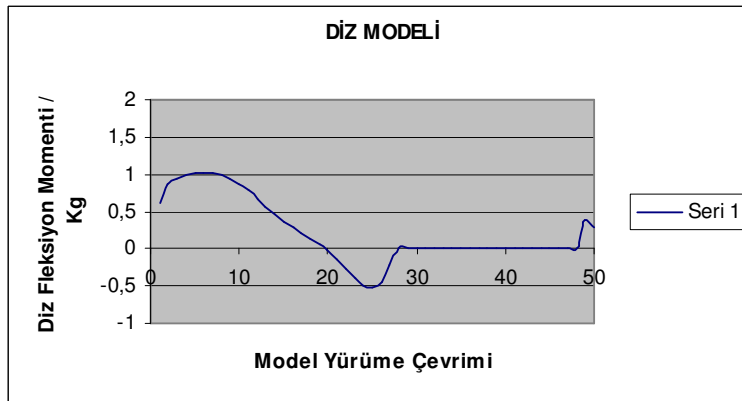
Tibial kartuşun aksenal saptması (Şekil 6.1), fleksiyon kısıtlılıklarına neden olacağını ve bu durumda yan bağlarında bir miktar gergin kalacağını göstermektedir.



Şekil 6.1. Tibial kartuşun yatay eksenden 0.005 cm'lik sapması

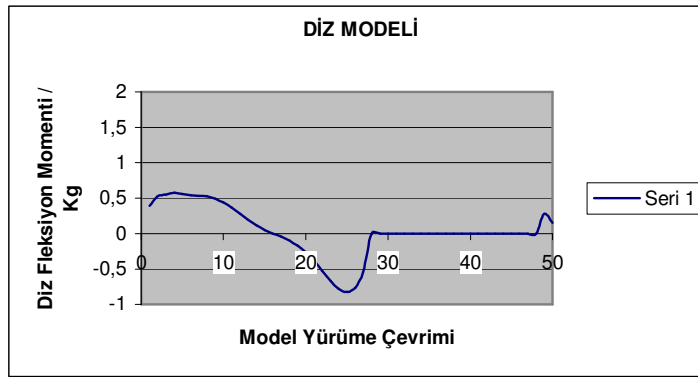
Tibial kartuşun düşey eksenden sapması durumunda topuk vuruşunda elde edilen fleksiyon momenti 0,60 Nm/kg'dır. Bu durumda %11'lik bir fleksiyon momenti artışı gözlenmektedir. Ancak yatay eksenden sapma durumunda olduğu kadar; parmak kalkması esnasında gerekli ekstansiyon momenti (-0,19 Nm/kg) düşüşü gözlenmemektedir. Bu durumda tibial kartuşun yatay eksenden sapması düşey eksenden sapması durumuna göre daha rijit bir fleksiyon kontraktürüne neden olmaktadır [13, 15, 27, 28].

Şekil 6.2'de verilen grafik incelendiğinde tibial kartuşun, yapıştırıcı malzemelerin gereğinden fazla kullanılabilmesi gibi nedenlerle yatay eksenden sapması (0,05 cm) durumunun diz momentine etkisini göstermektedir.



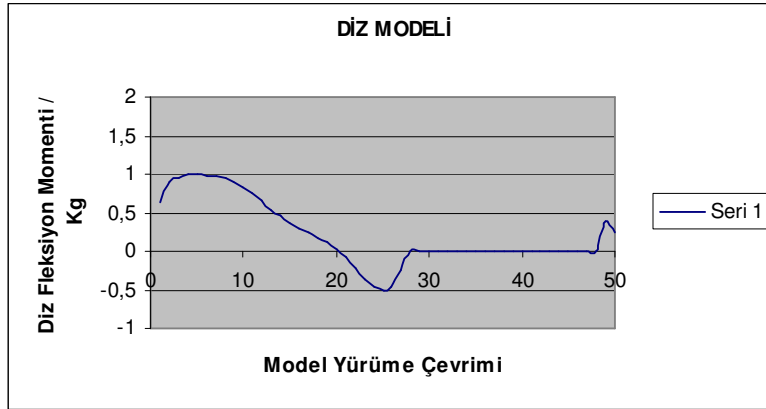
Şekil 6.2. Tibial kartuşun düşey eksenden 0,05 cm sapması

Tibial kartuşun 2° sapması sonrasında elde edilen diz fleksiyon momenti topuk vuruşu esnasında $0.4'e$ (Nm/kg) düşmektedir (Şekil 6.3). Bu ise normal kabul edilen diz fleksiyon açısına erişmek için gerekli diz fleksiyon momentinin azaldığı anlamına gelmektedir. Çünkü topuk vuruşu (topuk teması) sırasında gerçekleşmesi gereken diz fleksiyon momenti diz modeline göre 0.5 (Nm/kg) dir. $\%20$ 'lik bu düşüş ile parmak kalkması esnasında $\%11$ 'lik bir ekstansiyon momenti artışı birlikte düşünüldüğünde gerekli ekstansiyon momentindeki artışın ekstansiyon kısıtlılığına neden olabileceği söylenebilir.



Şekil 6.3. Tibial kartuşun 2° sapma durumunda diz fleksiyonuna etkisi

Topuk vuruşu esnasında tibial kartuşun sagittal düzlemde saatin tersi yönünde 2° 'lik açısal sapması ile elde edilen fleksiyon momenti $0,63$ Nm/kg'dır. $\%17$ 'lik bu sapmanın (Şekil 6.4) dizi ekstansiyona zorlayacağı ve henüz yürüme çevriminin başında yenilmesi gereken ekstansiyon momenti ile karşılaşacağı söylenebilir. Bu durum fleksiyon kontraktüründe beklenmektedir [13, 15, 27, 28].



Şekil 6.4. Tibial kartuşun 2° ters sapma durumunda diz fleksiyonuna etkisi

Fleksiyon pozisyonunda yan bağlar (LCL, MCL) gevşediğinde, tibia başının öne yer değiştirmesi ön çapraz bağ (ACL) tarafından, arkaya yer değiştirmesi ise arka çapraz bağ (PCL) tarafından engellenir.

Diz eklemi ekstansiyondayken dizi koruyan bağlar iç ve dış yan bağlardır. Bu bağlar fleksiyon esnasında giderek gevşerler ve maksimum fleksiyona doğru minimum boya dönerler [27,28]

Tibial kartuşun dört sapma durumundaki diz eklemi bağ kuvvetleri tespit edilmiştir. EK-9-EK-12’de bu durumda elde edilen bağ kuvvetlerinin yürüme çevrimi ile değişimi yer almaktadır.

Tibial kartuşun yatay ekseninde sapması ile elde edilen yan bağ kuvvetlerine göre bağların fleksiyon esnasında da gergin kaldıkları görülmektedir. Literatürde yaklaşık 42°’lik fleksiyon açısında yan bağların gevşediği yer almaktadır. Sapma durumunda elde edilen bağ kuvvetlerine göre yan bağların ancak 53°’lik bir fleksiyondan sonra gevşediği görülmektedir. Çapraz bağların ise fleksiyon hareketi sırasında diz stabilitesini korumaya yönelik davrandıkları gözlenmektedir. Arka çapraz bağlar literatürde yer aldığı şekline benzer yönde hareket ederek 57°’lik fleksiyon açısından sonra gevşemeye başlamaktadır. Bu durum ise tibial kartuşun yatay ekseninde sapması ile oluşan fleksiyon kısıtlılığının izahı olmaktadır [13, 15, 27, 28].

Tibial kartuşun düşey ekseninde sapması yan bağların boylarının uzamasına dolayısıyla topuk vuruşunda gerekli fleksiyon momentinin artmasına neden olmuştur.

Tibial kartuşun açısal sapması ise yan bağları gevşetmiş böylece dizin ekstansiyonu için gereken moment artmıştır. Tibial kartuşun ters açısal sapmasının yan bağların gerginliğine böylece fleksiyon kısıtlılığına neden olduğu görülmektedir [13,15,27,28]. Bağların oluşturabilecekleri kuvvetlerin uygun olmayan halleri böylece diz hareketinde kısıtlılıklara neden olmaktadır. Tibial kartuşun sapma durumlarının ise bağ gerginliklerinde önemli derecede rol aldığı görülmektedir.

6.1. Deneysel Çalışmalar

Deneysel çalışmalar ameliyat sonrası uzun dönem, orta dönem ve erken dönem durumunda bulunan hastalar seçilerek gerçekleştirilmiştir. İlk olgu değerlendirmesinde ameliyat sonrası 1.5 yılını doldurmuş 72 yaşındaki bayan hasta yürüme analizine tabi tutulmuştur. 2. ve 3. olgularda ise ameliyat sonrası 10 ayını doldurmuş 69 yaşındaki erkek hasta ve 1 ayını doldurmuş 62 yaşındaki erkek hasta yürüme analizine tabi tutulmuştur. Orta dönemde bulunan hasta çift taraflı total diz protezi uygulanmış hastalardan seçilmiştir.

Tüm deneysel çalışmalar; mevcut durumlarına eşlik eden ve bilinen herhangi bir rahatsızlıkları bulunmayan, aktif ve sosyal durumları olumlu hastalar seçilerek gerçekleştirilmiştir.

Olgular üzerindeki çalışmalar trikompartmental tip total diz protezi takılmış hastaların A.Ü. F.T.R. A.D. yürüme analizi laboratuvarında analize tabi tutulması şeklinde gerçekleştirilmiştir.

Analiz öncesi hastaların antropometrik ölçümleri yapılmış, daha sonra işaret noktaları anlamında kullanılan markerlar uzman ekip tarafından uygun yerlere yerleştirilmiş ve analiz sırasında hastalarda analize yönelik herhangi bir isteksizlik gözlenmemiştir.

Olgu 1

Sağ alt ekstremitesinde diz osteoartriti bulunan 70 yaşındaki ev hanımı hastanın hikayesinde; ameliyat öncesinde dizinin neredeyse kilitli kaldığı, aşırı ağırları nedeniyle iş göremez hale geldiği ve yaşam kalitesinin düştüğü belirtilmektedir.

Hekimi; femur ve tibia kemiklerinin artık birbiri üstünde koruyucu tabakalar olmaksızın hareket ettiğini ve buna bağlı olarak her iki kemiğinde yüzeylerinde aşınmalar oluştuğunu ve tipik bir diz protezi uygulaması için uygun şartların doğduğunu belirtmiştir.

Çizelge 6.2. Hastanın antropometrik verileri

Hasta	Cins	Doğum	Tanı		Boy	Kilo
Ş.A.	K	1936	Sağ Total Diz Protezi, Sol Sağlam		1.55	91.5
Bacak Uzunluğu		Diz Genişliği (cm)		Ayak Bileği Genişliği (cm)		
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	
82	82	13	13	9	9	

Böylece sağ dizine total diz protezi uygulanan hasta; eski düzenini tekrar kazandığını, kişisel ve ev işlerini yapabildiğini, ağrılarından kurtulduğunu ve memnun olduğunu ifade etmiştir.

Ameliyat sonrasında hekim; operasyonun başarılı olduğunu, hastanın mevcut durumunda herhangi bir revizyona ihtiyaç duyulmadığını ve analiz öncesi çekilen yeni radyografilerinden gözle görülebilir bir sapma tespit edilemediğini belirtmiştir.

Çizelge 6.3. Olgu 1'in yürümenin fazlarına göre diz momentleri

Yürümenin Fazları	Model F-E-Moment/Kg	Hasta F-E-Moment/Kg	Sapma
Topuk Vuruşu	0,4618	0,2295	-0,2323
Ayak Tam Teması	0,3463	0,0217	-0,3246
Topuk Kalkması	0,1311	-0,1408	-0,2719
Diz Bükülme	-0,1141	-0,5044	+0,3903
Parmak Kalkması	-0,4810	-0,4926	+0,011

Analiz sonuçlarını içeren grafikler EK-2’de ve hastanın radyolojik tetkikleri ise EK-3’de görülmektedir. Çizelge 6.3’de ise yürümenin değişik fazlarında elde edilen diz fleksiyon ve ekstansiyon momentleri, diz modeli ve hasta için listelenmiştir.

Çizelge 6.3’de verilen sapma durumları tibial kartuşun açısal sapması durumlarında görülen sapma şeklidir. Topuk vuruşu esnasında yaklaşık %50 fleksiyon momentinde düşüş, parmak kalkması esnasında ise ekstansiyon momentinde artış gözlenmiştir. Bu ise normal kabul edilen diz fleksiyon açısına erişmek için gerekli diz fleksiyon momentinin azaldığı anlamına gelmektedir. Çünkü topuk vuruşu (topuk teması) sırasında gerçekleşmesi gereken diz fleksiyon momenti diz modeline göre 0.5 (Nm/kg) dir. %50’lik bu düşüş ile parmak kalkması esnasındaki ekstansiyon momenti artışı birlikte düşünüldüğünde gerekli ekstansiyon momentindeki artışın ekstansiyon kontraktürüne neden olabileceği söylenebilir.

Olgu 2

Emekli astsubay olduğunu belirten 69 yaşındaki erkek hasta ameliyat öncesi iki dizinde de aşırı ağrı hissettiğini, ağrılarına bağlı olarak hareket kısıtlılığı yaşadığını ve düzenli olarak yaptığı yürüyüşten uzaklaşmak zorunda kaldığını belirtmiştir. Ayrıca mevcut durumuna eşlik eden herhangi bir hastalığı bulunmamasına rağmen bu durumdan ruhsal olarak da etkilendiğini vurgulamıştır.

Çizelge 6.4. Hastanın antropometrik verileri

Hasta	Cins	Doğum	Tanı		Boy	Kilo
<i>E.D.</i>	<i>E</i>	<i>1938</i>	<i>Bilateral (Çift) Total Diz Protezi</i>		<i>1.73</i>	<i>88.5</i>
Bacak Uzunluğu		Diz Genişliği (cm)		Ayak Bileği Genişliği (cm)		
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	
88	88	13	13	8	8	

Böylece diz osteoartriti bulunan, hekiminin kararıyla her iki dizine de trikompartmental diz protezi takılan hasta eskisi gibi ağrısız yaşamaya başladığını,

düzenli olarak yürümeye devam ettiğini, ruhsal yapısının düzeldiğini, diz çökmek haricinde gerçekleştiremediği hiçbir hareket bulunmadığını belirtmiştir.

Diz çökmek konusunda hekimi ise; bunun kendileri tarafından konservatif amaçlı olarak engellendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca hastanın her iki dizine de takılan protezler için herhangi bir revizyona gerek olmadığını, analiz öncesi çekilen röntgenleri inceleyerek vurgulamışlardır. Radyografilerden protezde gözle görülebilir bir kaymanın (sapmanın) tespit edilemediğini ve başarılı bir operasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Çizelge 6.5. Olgu 2'nin yürümenin fazlarına göre diz momentleri

Yürümenin Fazları	Model F-E-Moment/Kg	Hasta F-E-Moment/Kg (Sağ)	Hasta F-E-Moment/Kg (sol)	Sapma
Topuk Vuruşu	0,4618	0,1869	0,1860	+0,2749,+0,2758
Ayak Tam Teması	0,3463	0,0478	0,059	+0,2985,+0,2873
Topuk Kalkması	0,1311	-0,0830	-0,0809	-0,214,-0,212
Diz Bükülme	-0,1141	-0,3402	-0,3328	+0,4543,+0,2178
Parmak Kalkması	-0,4810	-0,4957	-0,4914	-0,1094

Analiz sonuçlarını içeren grafikler EK-4'de ve hastanın radyolojik tetkikleri ise EK-5'de görülmektedir. Çizelge 6.5'de ise yürümenin değişik fazlarında elde edilen diz fleksiyon ve ekstansiyon momentleri, diz modeli ve hasta için listelenmiştir.

Çizelge 6.5'de hastanın çift taraflı protez kullandığı ve her iki ekstremitenin verilerinin de birbiri ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Çizelge 6.5'de verilen sapma durumları tibial kartuşun açısal sapması durumlarında görülen sapma şeklidir. Hastanın her iki ekstremitesinde de topuk vuruşu esnasında yaklaşık %70 fleksiyon momentinde düşüş, parmak kalkması esnasında ise ekstansiyon momentinde artış gözlenmiştir. Bu ise normal kabul edilen diz fleksiyon açısına erişmek için gerekli diz fleksiyon momentinin azaldığı anlamına gelmektedir. Çünkü topuk vuruşu (topuk teması) sırasında gerçekleşmesi gereken diz fleksiyon momenti diz modeline göre 0.5 (Nm/kg) dir. %70'lik bu düşüş ile parmak kalkması

esnasındaki ekstansiyon momenti artışı birlikte düşünüldüğünde gerekli ekstansiyon momentindeki artışın ekstansiyon kısıtlılığına neden olabileceği söylenebilir.

Olgu 3

Diz osteoartiriti bulunan 62 yaşındaki erkek hastanın; hastalığına eşlik eden herhangi bir hastalığı bulunmadığı, dize hükmeden kaslarının aktif olduğu, sigara ve alkol kullanmadığı, araç kullanabildiği, avcılık yapabildiği, sosyal ve dinamik bir yapıya sahip olduğu belirtilmiştir.

Çizelge 6.6. Hastanın antropometrik verileri

Hasta	Cins	Doğum	Tanı		Boy	Kilo
<i>R.K.</i>	<i>E</i>	<i>1945</i>	<i>Sağ Sağlam, Sol Total Diz Protezi</i>		<i>1.55</i>	<i>67</i>
Bacak Uzunluğu		Diz Genişliği (cm)		Ayak Bileği Genişliği (cm)		
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	
<i>84</i>	<i>84</i>	<i>10</i>	<i>10</i>	<i>7</i>	<i>7</i>	

Hastanın hikayesinde; diz osteoartiritinin bulunduğu ve diz eklemine örten kıkırdak dokunun yıprandığı tespit edilmiş bu nedenle ortaya çıkan sinirler baskı aldığı ve diz ekleminde yoğun bir ağrı ve hareket kısıtlılığı hissetmeye başladığı belirtilmiştir.

Total diz protezi uygulamasını gerçekleştiren hekim; başarılı bir diz protezi uygulaması yapıldığını, protez tipinin dünyada sıklıkla, ülkemizde ise standart olarak kullanılan yarı kısıtlayıcı trikompartmental total diz protezi olduğunu, ciddi bir rehabilitasyona ihtiyaç duyulmadığını belirtmiştir.

Analiz sonuçlarını içeren grafikler EK-6'da ve hastanın radyolojik tetkikleri ise EK-7'de görülmektedir. Çizelge 6.7'de; yürümenin değişik fazlarında elde edilen diz fleksiyon ve ekstansiyon momentleri, diz modeli ve hasta için listelenmiştir.

Çizelge 6.7. Olgu 3'ün yürümenin fazlarına göre diz momentleri

Yürümenin Fazları	A.E.Modeli F-E-Moment/Kg	Hasta F-E-Moment/Kg	Sapma
Topuk Vuruşu	0,4618	0,4010	-0,06
Ayak Tam Teması	0,3463	0,3565	+0,0102
Topuk Kalkması	0,1311	0,2187	+0,0876
Diz Bükülme	-0,1141	0,0866	-0,0275
Parmak Kalkması	-0,4810	-0,2040	0,277

Çizelge 6.7'de hastanın yürümesinin topuk vuruşu ve parmak kalkması esnalarında diz eklemine oluşan momentlerin düştüğü görülmektedir. Bu durum tibial kartuşun sapma durumları için tespit edilen değişimlere uymamaktadır. Momentlerdeki değişimler birbiri ile uyumludur.

Hekimi tarafından başarılı bir operasyon geçirdiği belirtilen hastanın; bilinen kronik bir hastalığı ve dengeli diz konfigürasyonundan sorumlu bağlarda sorunu bulunmadığından, diz fleksiyon hareketlerindeki farklılıklar, erken dönem ürkekliğine ve proteze karşı hastanın göstermiş olduğu çekingenliğe bağlanmıştır.

Hastaların diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri, tibial kartuşun sapması durumları ile ifade edilen modelden elde edilen diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri ile karşılaştırılmış, bağ kuvvetlerinin nasıl etkilendikleri incelenmiş ancak literatürde son 10 yıllık taramada karşılaştırma yapılabilecek benzer bir çalışma izlenememiştir.

Ancak Rossi ve arkadaşlarının çalışmalarında görüldüğü gibi total diz protezi uygulamalarında en çok sık rastlanan sorunun ekstansiyon kısıtlılığı olduğu, bu durumun ise ilk iki olguyu doğruladığı söylenebilir [4,23].

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

İnsan vücudunun sahip olduğu mekanik özelliklerin kaybını önlemek için geliştirilen ortopedik implantlar olarak ifade edilen parçalar; organizmaya yabancı cisimler olsalar bile vücutla olabildiğince biyouyumlu malzemelerden imal edilmektedir.

Vücudun; omuz, omurga, kalça, diz, ayakbileği gibi çeşitli bölgelerinde kullanılan plak, çivi, vida, eklem gibi çeşitli implantların tiplerinin ve fonksiyonlarının her geçen gün arttığı görülmektedir. Total diz artroplastisi ise bunlardan en sık başvuru yöntemlerinden biridir ve yıpranmış diz eklemine fonksiyonlarının tekrar kazanılabilmesi için uygulanan ve yapay diz eklemine takıldığı cerrahi müdahaledir.

Sagittal düzlemde ve transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapan diz (doğal ve protez) eklemi, yapısında barındırdığı bağların desteği ile stabilitesini sağlamaktadır ve hareketleri esnasında alabildiği pozisyonlar ile dengeli diz konfigürasyonlarını üretebilmektedirler.

Çalışmada diz eklemine modeli oluşturulurken, total diz artroplastisi uygulanan diz eklemine hareketlerinin ifade edilmesi ve bağ kuvvetlerinin de değişimlerinin tespit edilmesi istenmiştir.

Fleksiyon pozisyonunda yan bağlar (LCL, MCL) gevşediğinde, ön ve arka çapraz bağlar (ACL, PCL) tarafından dengeli diz konfigürasyonunun sağlanması gerektiği ancak tibial kartuşun sapma durumlarının; bağlarda düzensiz gerginliklere neden olduğu buna bağlı olarak da diz hareketinde kısıtlılıklar yarattığı tespit edilmiştir.

Diz eklemi ekstansiyondayken; dizi koruyan iç ve dış yan bağların dizin fleksiyonu esnasında gevşek kalmaları gerektiği ancak tibial kartuşun saat yönünde açılma sapması ile dizin fleksiyonu sırasında da gergin kaldıkları tespit edilmiştir. Yan bağların dizin fleksiyonu sırasında gergin kalmalarının diz hareketinde fleksiyon kısıtlılığına neden olacağı söylenebilmiştir ve tıbben doğrulanmıştır.

Cerrahi uygulama esnasında veya sonrasında, total diz eklemine parçalarının, eklem eksenlerinden olan sapması, yürümenin henüz ilk fazı topuk vuruşu esnasında, yenilmesi gereken momentlere veya bağ boylarının uzayarak, hareketin fazlarına uygun olmayan bağ ön gerilmelerine neden olduğu tespit edilmiştir.

Total diz ekleminde karşılaşılabilecek bu gibi durumların, yürümeyi tıbben patolojik veya konforsuz bir yürüme haline dönüştürdüğü görülmektedir.

Total diz protezi uygulanan hastalar yürüme analizine tabi tutulmuş ve elde edilen verilere göre ilk iki deneğin henüz normal kabul edilen fleksiyon hareketlerine ulaşamadığı tespit edilmiştir.

Rossi ve arkadaşları total diz protezi uygulamaları öncesinde elde ettikleri diz fleksiyon ve ekstansiyon karakteristiklerinin uygulama sonrası ile karşılaştırmalarını yaptıklarında 3-4 haftalık dönemden sonra hastanın yürüme çevriminde normal kabul edilen fleksiyon momentlerine ulaşmaya başladığını tespit etmişlerdir [4].

Rossi ve arkadaşları çalışmalarında olgularda (hastalarda) en sık karşılaşılan sorununun ekstansiyon kısıtlılığı olduğunu tespit etmişlerdir. Sonuçlar, kullanılan materyal ve metotlar farklı olsa da ilk iki olgunun sonuçlarını destekler niteliktedir.

Total diz artroplastisi uygulayan hekimler; uygulama esnasında ölçü aletleri kullanmaktadırlar ve uygulama öncesinde ise tam bir fizibilite çalışması gerçekleştirmektedirler. Ancak ölçü aletlerinin hassasiyeti ve kalibrasyonu, fiksasyon tekniklerinde kullanılan yapıştırıcı malzemelerin kalitesi veya ömrü ve eklem fiksasyonu tam gerçekleşmeden uygulamanın başka bir aşamasına geçildiği düşünüldüğünde; eklem componentlerinde oluşacak sapmalar kaçınılmaz olmaktadır.

Başarılı bir total diz artroplastisinde hekim için; uygulama öncesi hazırlık ve fizibilite, uygulama sırasında kullanılan ölçü aletlerinin hassasiyeti ve rutin kontrolü ve eklem componentlerinin tam fiksasyonu en temel kurallar olarak görülmektedir.

Bu durumda biyolojik yapışma olarak kabul edilen, eklem parçalarının yüzeyinde bırakılan boşluklardan içeriye doğru kemiksi yapının dolması ile gerçekleşen fiksasyon tekniğinin; tam fiksasyon gerçekleşene kadar eklem parçalarının eksenlerinin korunması açısından güvenli bir yöntem olmadığı söylenebilir.

Bu çalışmanın klinik olarak uygulanabilirliği gelecek çalışmalar için referans alınabilir. Hazırlanan yazılımın farklı protez profillerinin temsiline olanak vermesi ile, artroplasti öncesi, hekime karşılaşılabileceği sorunlar hakkında fikir verilebilir ve farklı protez tasarımları analiz edilebilir, karşılaştırmaları yapılabilir. Ayrıca bu çalışmada oluşturulan yazılımın bağ bağlantı noktaları üzerine yoğunlaştırılması ile hekimlere bağların yeniden bağlanma noktalarının tespit edilmesi için yardımcı olunabilir. Hekime; bağ boylarında kısaltma yapılacaksa yeni femur ve tibia tutunma noktalarının tespit edilmesinde fikir verebilir.

Genellikle uygulama sonrası çekilen röntgenlerde protez eklem parçalarının birbiri ekseninden olan sapmasının aşırı olmayan durumları gözle tespit edilememektedir. Bu çalışmanın klinik uygulanabilirliğinin artırılması ile protez eklem parçalarının fizik muayene ile tespit edilemediği durumlarda hekime sapmalar konusunda fikir verilebilir.

Programın hastanın klinik bulgularını işleyebilir hale getirilmesiyle, hasta için en uygun protez tipinin veya markasının seçilmesi sağlanabilir veya hastaya özel total diz eklemi modeli öngörülebilir. Ayrıca farklı yapay bağların özelliklerinin temsiline olanak verilmesi ile hasta konumuna uygun bağ seçimi yapılabilir.

Ayrıca sagittal düzlemde ele alınan alt ekstremitte modelinin diğer düzlemlerde de ele alınmasıyla; diz eklemine en temel hareketi olan fleksiyon-ekstansiyon hareketinin yanında diğer hareketleri de değerlendirilebilir.

KAYNAKLAR

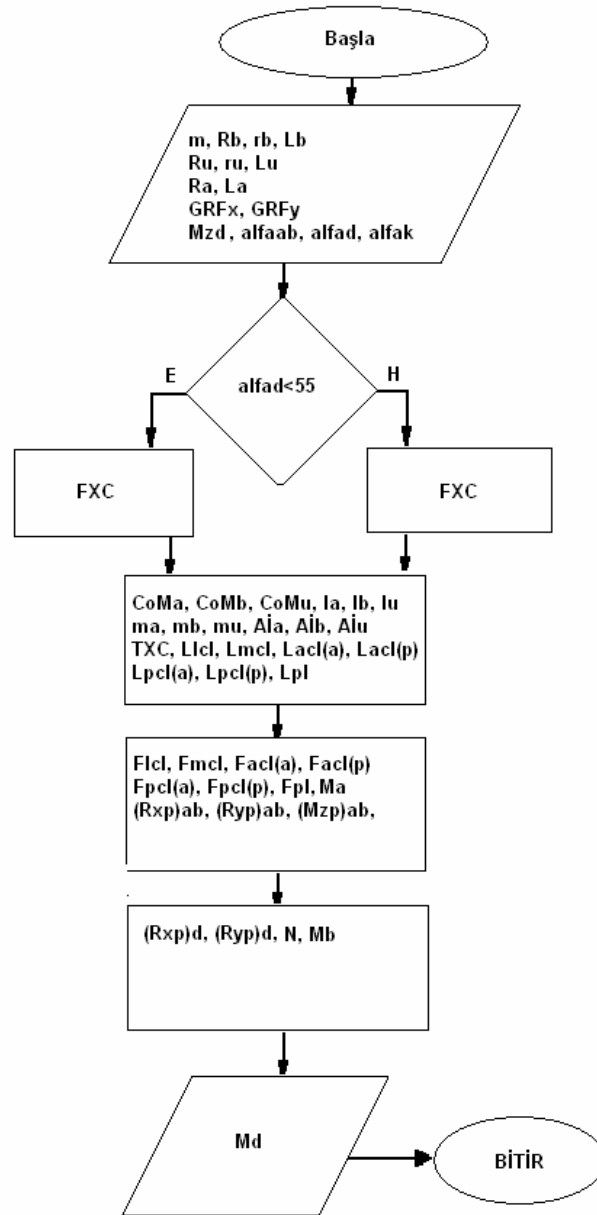
1. Yasuhiko H., "Brake force during gait after total knee arthroplasty", *Journal of Phys. Ther. Sci*, 8:33-37 (1996).
2. Sachiko T. et. al., "Gait analysis after total knee arthroplasty, comparison of cemented type and cementless type", *Journal of Phys. Ther. Sci*, 12:101-105 (2000).
3. Villardi M.A. et. al., "Gait analysis after total knee arthroplasty with and without posterior cruciate ligament preservation", *Rev. Bras. Ortop*, 40:317-330 (2005).
4. Rossi M.D., Brown L.E., Whitehurst M., "Knee extensor and flexor characteristics before and after total knee arthroplasty", *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 9:737-746 (2003).
5. Gerritsma C.L.E., "Long-term follow-up of the SKI knee prosthesis", *Drukkerij De Regenboog*, Groningen NL, 1:1-10 (2005).
6. Internet: US A.K., "Kırıklar hakkında genel bilgiler ve tedavi ilkeleri" http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgical_medical/orthopaedics/turkish (2004).
7. Internet: Onur İmplant, "İnternal implantlar" <http://www.onurmedikal.com> (2005).
8. Lehmann F.J., Ankle Foot Orthoses, "Effect on Gait Abnormalities in Tibial Nerve Paralysis", *Arch Phys Med Rehabil*, 8:407-412 (1985).
9. Yavuzer G., Küçükdeveci A., "Yürüme ve Postür Analizi", Seminer Notları, *Ankara Üniversitesi*, Ankara, 1-45 (1995).
10. Kraft G.H., "Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America Orthotics", *W.B. Saunders Company*, 1:689-719 (1992).
11. Perry J., "Gait Analysis, Normal And Pathological Function", *SLACK Incorporated*, New York, 45-170 (1992).
12. Tümer S.T., Engin A.E., "Three body segment dynamic model of the human knee", *Journal of Biomechanical Engineering*, 115:350-356 (1993).
13. Güler M., Tosun M., Uslu T., "Artroplasti Rehabilitasyonu", Editör Oğuz H., Tıbbi Rehabilitasyon, *Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti*, Ankara, 525-542 (1995)
14. Winter D.A., "Biom. & M. C. Hum. Mov.", *Wiley Corp*, New York, 4:27-93 (1990)
15. Tözün İ.R., Şener N., "Arka çapraz bağı koruyan primer diz artroplastileri", Tandoğan N.R., Diz Cerrahisi, *Haberal Eğitim Vakfı*, Ankara, 321-338 (1999).

16. Waug T., "Arthroplasty Rehabilitation", Goodgold J., Rehabilitation Medicine, *CV Mosby Co.*, St.Louis, 457-467 (1988).
17. Çetin İ., Erdemli B., "Diz Artroplastisinde Teknik ve Uygulama Özellikleri", Diz Sorunları, Ege R., *Bizim Büro Basımevi*, Ankara, 17: 411-431 (1998).
18. Ulus H., Baydar M., Başbozkurt M., ve ark. "Total diz artroplastisi uygulamalarımız", *Acta Orthop Traumatol Turc*, 26:225-228 (1992).
19. İnternet: Artroplasti Derneği, "total diz artroplastisi uygulama animasyonu" <http://www.artroplasti.org>, (2005).
20. Guyton J.L., "Arthroplasty of Ankle and Knee", Campbell's Operative Orthopaedics, *Mosby-Year Book Inc*, St.Louis, 9: 232-295 (1998).
21. Tooms R.E., Harkess J.W. "Introduction and Overview A.H", Crenshaw Campbell's Operative Orthopaedics, *Mosby-Year Book Inc*, St. Louis, 8:371-378 (1992).
22. İnternet: E-Medicine, "Total Knee Arthroplasty" <http://www.e-medicine.net> (2001)
23. Insall J.N., Easley M.E., "Surgical Techniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty", *Surgery of the Knee*, Churchill Livingstone, 1553-1620 (2001).
24. Bodur H. "Artroplasti Rehabilitasyonu", Beyazova M, Editör Gökçe-Kutsal Y, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon, *Güneş Kitabevi*, Ankara 2280-2299 (2000).
25. Gür E., "Total Diz Protezlerinde İmplant Seçimi", Diz Sorunları, Ege R., *Bizim Büro Basımevi*, Ankara,17: 404-410 (1998).
26. PFC Sigma Knee System, Primary Cruciate-Retaining and Cruciate-Substituting Procedures, *Primary Surgical Technique*, Depuy, 1-90 (2001).
27. Henry D.C., Scott N., "Anatomy. Surgery of the Knee", *Churchill Livingstone*, New York, 2:13-71 (2001)
28. Müezzinoğlu S., "Ön Çapraz Bağ Anatomisi", Ön Çapraz Bağ Cerrahisi, Tandoğan R., *Haberal Eğitim Vakfı*, Ankara, 1:1-10 (2002)
29. Chittajallu S.K. and Khort K.G., "A Mathematical model of the knee", *Mathl. Comput. Modelling*, 24:91-101 (1996).
30. Ellis R.E., Zion P., Tso C.Y., "Interactive visual and force rendering of human-knee dynamics", *Springer Lecture Notes in Control and Information Sciences*, 232: 173-182 (2004).

31. Ling Z.K., Guo H.Q. and Boersma S., “Analytical study on the kinematic and dynamic behaviors of a knee joint”, *Journal of Med.Eng.Phys.*, 19:29-36 (1997).
32. Tümer S.T., “Diz osteoartriti bulanan hastaların ayak bileği diz ve kalça eklemlerinde oluşan momentlerdeki değişikliklerin incelenmesi”, *Tübitak Projesi*, Ankara, MİSAG-28 (2000).
33. Tümer S.T., “Yürüyüş analizinin temel verileri ve klinik uygulaması”, *Artırplastik Artroskopik Cerrahi*, 9:158-162 (1998).
34. Abdel-Rahman E., Hefzy M.S., “A two dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 115: 357-365 (1993).
35. Andriacchi T.A., Stanwyck T.S., “Knee biomechanics and total knee replacement”, *Journal of Arthroplasty*, 3:211-219 (1986)

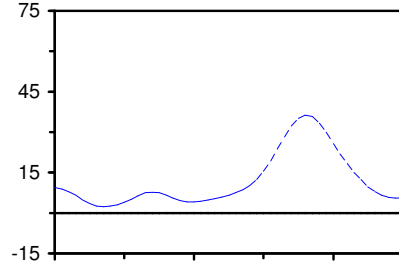
EKLER

EK-1 Oluşturulan programın akış diyagramı

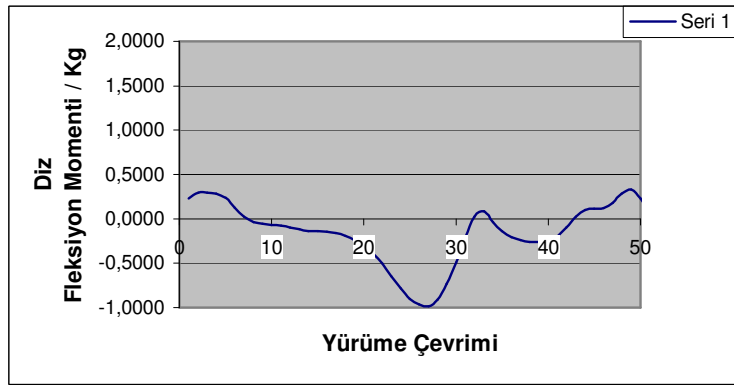


Aİa, Aİb, Aİu: Ayak,baldır,uyluk açısai ivmeleri.
 alfaab,alfad,alfak: ayakbileği, diz, kalça eklemi açıları.
 Ma, Mb, Md: Ayak, baldır ve diz eklemine gelen momentler.

EK-2 Olgu 1'in yürüme analizi sonuçları



Şekil 2.1. Diz fleksiyon-ekstansiyon açıları (sağ)



Şekil 2.2. Diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri (Nm/kg) (sağ)

Çizelge 2.1. Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
9,592	-0,086673051	11171,71629	66274,50591	0,2295	-0,0116
8,93	-0,103236225	10474,26944	79741,42376	0,2990	-0,0216
7,902	-0,116256381	9776,82258	93208,3416	0,2987	0,0166
6,553	-0,121003677	9079,37573	93208,3416	0,2806	0,0474
4,868	-0,118350777	8381,92887	89240,8833	0,2352	0,0860
3,492	-0,104423049	7681,34036	85273,425	0,1283	0,1421
2,686	-0,079709187	6980,75186	81534,85853	0,0217	0,1982
2,473	-0,05009095	6141,93064	77796,29205	-0,0342	0,2435
2,663	-0,024539329	5303,10942	73308,21705	-0,0578	0,2735
3,079	-0,007068583	4467,42986	68820,14205	-0,0727	0,2947
3,87	0,008028515	3631,75029	67024,91205	-0,0784	0,3131
4,973	0,022340214	3210,76886	65229,68205	-0,0963	0,3294
6,325	0,034889132	2789,78742	65233,27251	-0,1197	0,3468
7,429	0,046879544	1674,50078	65236,86297	-0,1372	0,3694
7,821	0,058939769	559,21415	67032,99059	-0,1408	0,3996

EK-2 (Devam) Olgu 1'in yürüme analizi sonuçları

Çizelge 2.1. (Devam) Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler

Diz Eklemi θ-deg Açısı	Ayak Bileği θ-rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (Nm/kg)	A.F.Moment (Nm/kg)
7,431	0,071785392	279,60707	68828,22059	-0,1481	0,4339
6,518	0,085625853	0,00000	73312,25632	-0,1607	0,4772
5,49	0,100094633	-1394,89371	77797,18967	-0,1909	0,5320
4,667	0,115034651	-2789,78742	81535,30733	-0,2416	0,5995
4,204	0,129887403	-3977,33207	85273,425	-0,3082	0,6779
4,114	0,144356182	-5164,87671	87517,4625	-0,3983	0,7709
4,336	0,158545709	-6566,05373	89761,5	-0,5044	0,8809
4,77	0,171914931	-7960,94744	86817,3228	-0,6438	1,0010
5,307	0,182526533	-8727,51065	83783,3841	-0,7802	1,1160
5,916	0,187500722	-9494,07386	74807,2341	-0,9047	1,2141
6,644	0,201952048	-9355,84115	65831,0841	-0,9661	1,2696
7,504	0,218148703	-9217,60844	49350,8727	-0,9898	1,2690
8,605	0,246457944	-7401,73329	32870,6613	-0,9146	1,1777
10,153	0,277263005	-5585,85815	18939,6765	-0,7369	0,9949
12,377	0,297735717	-3210,76886	5008,6917	-0,4926	0,7307
15,415	0,307753907	-835,67957	2504,34585	-0,2103	0,4400
19,251	0,306252924	-417,83978	0	0,0271	0,1430
23,653	0,291277999	0,00000	0	0,0882	-0,0251
28,155	0,260263498	0,00000	0	-0,0335	-0,0326
32,159	0,209509323	0,00000	0	-0,1410	-0,0288
35,038	0,136083322	0,00000	0	-0,2054	-0,0232
36,282	0,085922559	0,00000	0	-0,2416	-0,0177
35,699	0,057316613	0,00000	0	-0,2580	-0,0167
33,425	0,045029495	0,00000	0	-0,2595	-0,0186
29,902	0,071488686	0,00000	0	-0,2502	-0,0195
25,864	0,098087504	0,00000	0	-0,2012	-0,0177
21,95	0,121143303	0,00000	0	-0,0943	-0,0158
18,413	0,134215819	0,00000	0	0,0249	-0,0167
15,175	0,131789812	0,00000	0	0,0980	-0,0186
12,291	0,1168847	0,00000	0	0,1105	-0,0186
9,832	0,091472706	0,00000	0	0,1180	-0,0195
7,901	0,057927478	0,00000	0	0,1806	-0,0149
6,56	0,01850049	0,00000	0	0,2806	-0,0065
5,632	-0,027104963	0,00000	0	0,3300	0,0000
5,422	-0,05852089	0,00000	0	0,2279	0,0028
5,525	-0,085381507	0,00000	0	0,0671	0,0028

EK-3 Olgu 1'in radyografileri

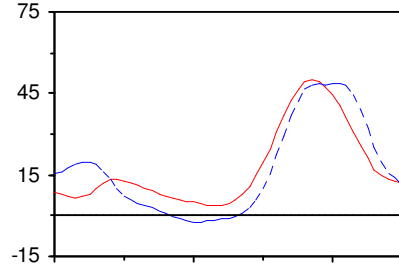


Resim 3.1. Sagital düzlemde artroplastili dizin röntgeni (sağ)

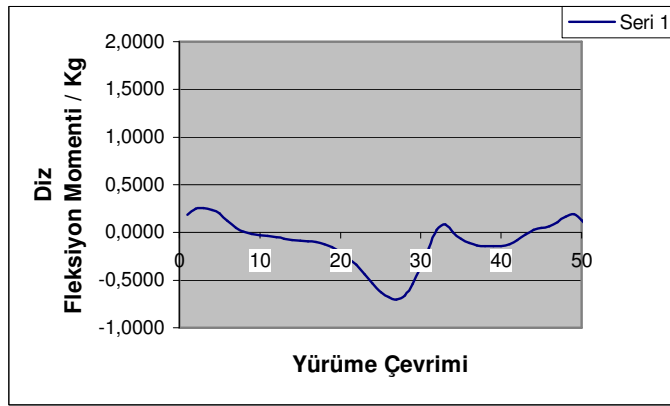


Resim 3.2. Hastanın yürüme analizi sırasındaki görüntüsü

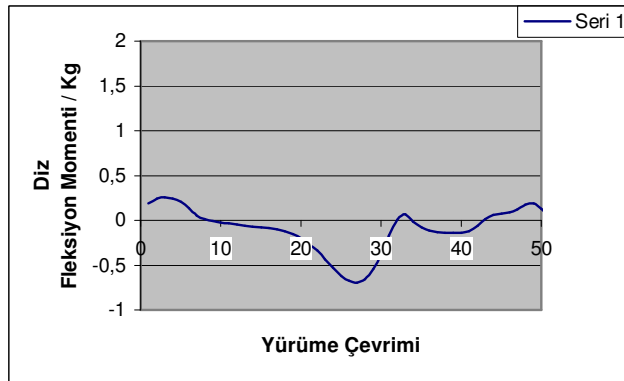
EK-4 Olgu 2'nin yürüme analizi sonuçları



Şekil 4.1. Diz fleksiyon-ekstansiyon açıları (kırmızı-sol, mavi-sağ)



Şekil 4.2. Diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri (Nm/kg) (sağ)



Şekil 4.3. Diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri (Nm/kg) (sol)

EK-4 (Devam) Olgu 2'nin yürüme analizi sonuçları

Çizelge 4.1. Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sağ)

Diz Eklemleri θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
15,202	-0,019425515	48076,17847	11577,24698	0,1869	-0,1491
16,141	-0,056217055	57845,21313	10854,48296	0,2463	-0,1947
17,672	-0,083095126	67614,2478	10131,71895	0,2536	-0,2013
19,004	-0,093828901	67614,2478	9408,95494	0,2366	-0,1797
19,819	-0,085137161	64736,21453	8686,19093	0,1985	-0,1417
19,746	-0,062046455	61858,18125	7960,17122	0,1228	-0,0896
18,75	-0,036442475	59146,18836	7234,15151	0,0478	-0,0378
16,082	-0,019565141	56434,19546	6364,88128	0,0056	0,0045
13,186	-0,008779006	53178,50171	5495,61105	-0,0150	0,0363
9,966	-0,000261799	49922,80796	4629,59651	-0,0292	0,0614
6,972	0,008168141	48620,53046	3763,58198	-0,0357	0,0786
5,548	0,021345377	47318,25296	3327,31901	-0,0496	0,0947
4,473	0,035290557	47320,85752	2891,05605	-0,0651	0,1077
3,546	0,048764499	47323,46207	1735,28477	-0,0781	0,1241
2,661	0,060807271	48626,39071	579,51349	-0,0830	0,1416
1,698	0,071436326	49928,66821	289,75674	-0,0913	0,1623
0,609	0,081437063	53181,43184	0,00000	-0,1018	0,1833
-0,457	0,09133308	56434,8466	-1445,52803	-0,1233	0,2115
-1,339	0,102084308	59146,51393	-2891,05605	-0,1585	0,2503
-1,982	0,11545353	61858,18125	-4121,70829	-0,2042	0,2972
-2,317	0,132610117	63486,02813	-5352,36053	-0,2665	0,3579
-2,328	0,153205002	65113,875	-6804,39994	-0,3402	0,4307
-2,094	0,175876829	62978,1399	-8249,92796	-0,4385	0,5219
-1,755	0,198932628	60777,29093	-9044,31724	-0,5352	0,6106
-1,367	0,220033659	54265,90343	-9838,70651	-0,6269	0,6994
-0,906	0,236247768	47754,51593	-9695,45599	-0,6768	0,7582
-0,22	0,245847078	35799,60848	-9552,20546	-0,7007	0,7911
0,951	0,247889114	23844,70103	-7670,41448	-0,6581	0,7636
2,857	0,239825693	13739,02763	-5788,62349	-0,5403	0,6662
5,72	0,217572745	3633,354225	-3327,31901	-0,3716	0,5131
9,798	0,178128303	1816,677113	-866,01454	-0,1603	0,3117
15,3	0,123708937	0	-433,00727	0,0253	0,1042
22,098	0,05841617	0	0,00000	0,0852	-0,0178
29,569	-0,013404129	0	0,00000	0,0046	-0,0230
36,793	-0,084857908	0	0,00000	-0,0702	-0,0204
42,693	-0,148684599	0	0,00000	-0,1131	-0,0166
46,449	-0,195476876	0	0,00000	-0,1337	-0,0127
48,155	-0,210504161	0	0,00000	-0,1410	-0,0121
48,555	-0,188617732	0	0,00000	-0,1419	-0,0133
48,229	-0,138160264	0	0,00000	-0,1411	-0,0140
48,558	-0,073600535	0	0,00000	-0,1250	-0,0128
48,746	-0,01446878	0	0,00000	-0,0798	-0,0116
47,783	0,029024825	0	0,00000	-0,0203	-0,0123
44,503	0,055292031	0	0,00000	0,0270	-0,0135

EK-4 (Devam) Olgu 2'nin yürüme analizi sonuçları

Çizelge 4.1. (Devam) Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sağ)

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
32,156	0,073513268	0	0,00000	0,0667	-0,0140
25,252	0,068382	0	0,00000	0,1121	-0,0105
19,414	0,059568087	0	0,00000	0,1684	-0,0045
15,499	0,050282936	0	0,00000	0,1885	0,0001
14,015	0,048939032	0	0,00000	0,1271	0,0020
11,411	-0,030525809	0	0,00000	0,0375	0,0020

Çizelge 4.2. Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sol)

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
8,779	-0,003839724	48076,17847	11577,24698	0,1860	-0,1448
7,89	-0,023335052	57845,21313	10854,48296	0,2438	-0,1877
6,914	-0,053616515	67614,2478	10131,71895	0,2555	-0,1973
6,603	-0,085852746	67614,2478	9408,95494	0,2425	-0,1790
6,932	-0,111421819	64736,21453	8686,19093	0,2066	-0,1432
8,103	-0,122679193	61858,18125	7960,17122	0,1319	-0,0930
10,162	-0,11672762	59146,18836	7234,15151	0,0569	-0,0432
12,021	-0,09822713	56434,19546	6364,88128	0,0131	-0,0014
13,243	-0,076986473	53178,50171	5495,61105	-0,0096	0,0308
13,328	-0,057927478	49922,80796	4629,59651	-0,0257	0,0569
12,946	-0,0429351	48620,53046	3763,58198	-0,0335	0,0749
12,202	-0,031974432	47318,25296	3327,31901	-0,0470	0,0906
11,169	-0,020996311	47320,85752	2891,05605	-0,0620	0,1032
10,141	-0,008237954	47323,46207	1735,28477	-0,0753	0,1203
9,12	0,007417649	48626,39071	579,51349	-0,0809	0,1386
8,168	0,025673793	49928,66821	289,75674	-0,0889	0,1592
7,341	0,04569272	53181,43184	0,00000	-0,0994	0,1803
6,635	0,066654124	56434,8466	-1445,52803	-0,1217	0,2097
5,992	0,087109383	59146,51393	-2891,05605	-0,1574	0,2493
5,388	0,106325458	61858,18125	-4121,70829	-0,2032	0,2965
4,798	0,124616509	63486,02813	-5352,36053	-0,2654	0,3573
4,224	0,142733026	65113,875	-6804,39994	-0,3388	0,4299
3,75	0,160640104	62978,1399	-8249,92796	-0,4367	0,5210
3,467	0,175632483	60777,29093	-9044,31724	-0,5330	0,6092
3,532	0,187012029	54265,90343	-9838,70651	-0,6250	0,6983
4,226	0,197850524	47754,51593	-9695,45599	-0,6752	0,7574
5,728	0,20673425	35799,60848	-9552,20546	-0,7011	0,7924
7,921	0,20376719	23844,70103	-7670,41448	-0,6599	0,7660
10,914	0,183818077	13739,02763	-5788,62349	-0,5445	0,6700
14,727	0,141808002	3633,354225	-3327,31901	-0,3794	0,5180
19,288	0,078539816	1816,677113	-866,01454	-0,1700	0,3132
24,798	0,021397737	0	-433,00727	0,0087	0,1053
30,694	-0,038257617	0	0,00000	0,0651	-0,0178

EK-4 (Devam) Olgu 2'nin yürüme analizi sonuçları

Çizelge 4.2. (Devam) Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sol)

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
42,248	-0,102119215	0	0,00000	-0,0804	-0,0204
46,52	-0,106255645	0	0,00000	-0,1172	-0,0166
49,081	-0,096185095	0	0,00000	-0,1347	-0,0127
49,821	-0,08407251	0	0,00000	-0,1411	-0,0121
49,327	-0,054768432	0	0,00000	-0,1420	-0,0133
47,529	-0,031799899	0	0,00000	-0,1408	-0,0140
44,656	-0,013526302	0	0,00000	-0,1199	-0,0128
40,703	0,002111848	0	0,00000	-0,0625	-0,0116
35,912	0,014032447	0	0,00000	0,0105	-0,0123
30,687	0,02003638	0	0,00000	0,0617	-0,0135
25,527	0,021799162	0	0,00000	0,0771	-0,0134
20,842	0,022043508	0	0,00000	0,0872	-0,0140
17,132	0,020786871	0	0,00000	0,1718	-0,0105
14,718	0,016790067	0	0,00000	0,1890	-0,0045
13,346	0,011990412	0	0,00000	0,1271	0,0001
12,607	0,006771877	0	0,00000	0,0375	0,0020
12,168	-0,005899213	0	0,00000	0,1860	0,0020

EK-5 Olgu 2'nin radyografileri



Resim 5.1. Sagital düzlemde artroplastili dizin röntgeni (sol)

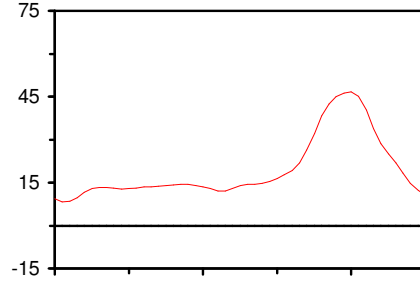


Resim 5.2. Sagital düzlemde artroplastili dizin röntgeni (sağ)

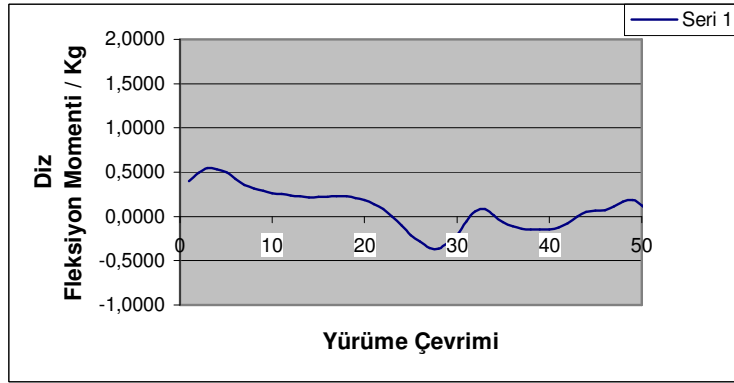


Resim 5.3. Hastanın yürüme analizi sırasındaki görüntüsü

EK-6 Olgı 3'ün yürüme analizi sonuçları



Şekil 6.1. Diz fleksiyon-ekstansiyon açıları (sol)



Şekil 6.2. Diz fleksiyon-ekstansiyon momentleri (sol)

Çizelge 6.1. Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sol)

Diz Eklemleri θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Rad Açısı	V.F.Platform (N*100)	H.F.Platform (N*100)	D.F.Moment (N.m/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
9,388	0,092589717	41666,02134	-3859,08233	0,4010	-0,3643
8,24	0,062482787	50132,51805	-3618,16099	0,4917	-0,4419
8,41	0,028483773	58599,01476	-3377,23965	0,5475	-0,4976
9,806	-0,000558505	58599,01476	-3136,31831	0,5367	-0,4820
11,658	-0,006597345	56104,71926	-2895,39698	0,4971	-0,4423
12,804	-0,002827433	53610,42375	-2653,39041	0,4260	-0,3953
13,259	0,006702064	51260,02991	-2411,38384	0,3565	-0,3500
13,423	0,025237461	48909,63607	-2121,62709	0,3155	-0,3101
13,111	0,044924775	46088,03482	-1831,87035	0,2882	-0,2727
12,79	0,065711646	43266,43357	-1543,19884	0,2642	-0,2384
12,873	0,087283916	42137,79307	-1254,52733	0,2549	-0,2192
13,109	0,107564642	41009,15257	-1109,10634	0,2384	-0,2007
13,457	0,126100038	41011,40985	-963,68535	0,2258	-0,1910
13,636	0,143099545	41013,66713	-578,42826	0,2152	-0,1773

EK-6 (Devam) Olgu 3'ün yürüme analizi sonuçları

Çizelge 6.1. (Devam) Kullanılan açılar ve kuvvetler ile elde edilen momentler (sol)

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ- Rad Açısı	V.F.Platform N*100	H.F.Platform N*100	D.F.Moment (Nm/Kg)	A.F.Moment (Nm/Kg)
13,89	0,178075944	43271,51245	-96,58558	0,2211	-0,1592
14,139	0,195162717	46090,57426	0,00000	0,2309	-0,1591
14,304	0,213925006	48910,20039	481,84268	0,2273	-0,1493
14,319	0,233629774	51260,31207	963,68535	0,2093	-0,1281
13,958	0,248290539	53610,42375	1373,90276	0,1847	-0,1028
13,522	0,264277755	55021,22438	1784,12018	0,1417	-0,0616
12,818	0,282760792	56432,025	2268,13331	0,0886	-0,0095
12,126	0,308644025	54581,05458	2749,97599	-0,0051	0,0776
12,129	0,34513886	52673,65214	3014,77241	-0,1016	0,1664
12,846	0,379731285	47030,44964	3279,56884	-0,2120	0,2746
13,93	0,411635904	41387,24714	3231,81866	-0,2827	0,3548
14,345	0,440032411	31026,32735	3184,06849	-0,3536	0,4365
14,472	0,462355172	20665,40756	2556,80483	-0,3592	0,4589
14,764	0,47464229	11907,15728	1929,54116	-0,3013	0,4220
15,339	0,471413431	3148,906995	1109,10634	-0,2040	0,3406
16,435	0,455286589	1574,453498	288,67151	-0,0537	0,1992
17,818	0,42481314	0	144,33576	0,0564	0,0693
19,292	0,384618207	0	0,00000	0,0839	-0,0111
21,868	0,331595105	0	0,00000	0,0120	-0,0143
26,233	0,276564873	0	0,00000	-0,0600	-0,0127
32,199	0,245567826	0	0,00000	-0,1086	-0,0104
38,338	0,239755879	0	0,00000	-0,1351	-0,0081
42,562	0,247348062	0	0,00000	-0,1451	-0,0077
44,962	0,26075219	0	0,00000	-0,1465	-0,0085
46,229	0,273859613	0	0,00000	-0,1452	-0,0089
46,673	0,285867478	0	0,00000	-0,1271	-0,0083
45,178	0,297683357	0	0,00000	-0,0761	-0,0076
40,419	0,305135913	0	0,00000	-0,0052	-0,0080
33,968	0,307736454	0	0,00000	0,0491	-0,0088
28,606	0,281189996	0	0,00000	0,0662	-0,0086
25,055	0,229772596	0	0,00000	0,0751	-0,0088
22,024	0,178093397	0	0,00000	0,1129	-0,0065
18,375	0,142506133	0	0,00000	0,1674	-0,0026
14,703	0,121858888	0	0,00000	0,1886	0,0002
12,217	0,108821279	0	0,00000	0,1278	0,0013
10,645	0,093410022	0	0,00000	0,0383	0,0012

EK-7 Olgu 3'ün radyografileri



Resim 7.1. Sagital düzlemde artroplastili dizin röntgeni



Resim 7.2. Hastanın yürüme analizi sırasındaki görüntüsü

EK-8 Model verileri ve çözümleri

Çizelge 8.1. Alt ekstremite modelinde kullanılan laboratuvar verileri

Diz Eklemi θ-Deg Açısı	Ayak Bileği θ-Deg Açısı	V.F.Platform (N*100)	H. F.Platform (N*100)
11,122	0,065798913	68809,5963	16570,07100
13,428	0,039898227	82791,64215	15535,60650
15,6	0,003595378	96773,688	14501,14200
17,413	-0,028099801	96773,688	13466,67750
19,019	-0,042324234	92654,469	12432,21300
20,672	-0,035255651	88535,25	11393,08875
21,888	-0,015027285	84653,67825	10353,96450
22,364	0,009110619	80772,1065	9109,81125
22,201	0,031869712	76112,3565	7865,65800
21,618	0,05279621	71452,6065	6626,16450
20,731	0,071855205	69588,7065	5386,67100
19,73	0,088941979	67724,8065	4762,26450
18,659	0,103969264	67728,5343	4137,85800
17,394	0,116867247	67732,2621	2483,64675
15,981	0,129049645	69597,09405	829,43550
14,584	0,141738189	71460,99405	414,71775
13,366	0,155875356	76116,55028	0,00000
12,402	0,171146986	80773,03845	-2068,92900
11,762	0,188460653	84654,14423	-4137,85800
11,435	0,207746541	88535,25	-5899,24350
11,438	0,230400915	90865,125	-7660,62900
11,676	0,255167137	93195	-9738,87750
12,156	0,281364529	90138,204	-11807,80650
12,816	0,305973671	86988,213	-12944,78550
13,526	0,327737927	77668,713	-14081,76450
14,315	0,344336008	68349,213	-13876,73550
15,458	0,354685811	51238,611	-13671,70650
17,151	0,357338711	34128,009	-10978,37100
19,753	0,350479567	19664,145	-8285,03550
23,57	0,326655823	5200,281	-4762,26450
28,782	0,277542258	2600,1405	-1239,49350
35,337	0,205791772	0	-619,74675
42,819	0,12526228	0	0,00000
50,386	0,068853239	0	0,00000
57,165	0,047106437	0	0,00000
62,504	0,048136181	0	0,00000
66,154	0,059585541	0	0,00000
67,958	0,072204271	0	0,00000
67,795	0,080861104	0	0,00000
65,707	0,095923296	0	0,00000
61,625	0,115802596	0	0,00000
55,718	0,12812462	0	0,00000
48,739	0,126815623	0	0,00000
41,514	0,112154858	0	0,00000

EK-8 (Devam) Model verileri ve çözümleri

Çizelge 8.1. (Devam) Alt ekstremite modelinde kullanılan laboratuvar verileri

27,886	0,060353486	0	0,00000
21,34	0,041538836	0	0,00000
15,457	0,035918876	0	0,00000
11,352	0,0426733	0	0,00000
9,763	0,057229346	0	0,00000
10,272	0,066043259	0	0,00000

Çizelge 8.2. Modelden elde edilen çözümler

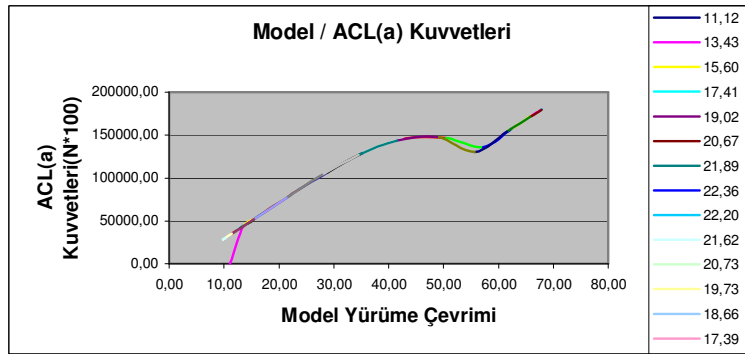
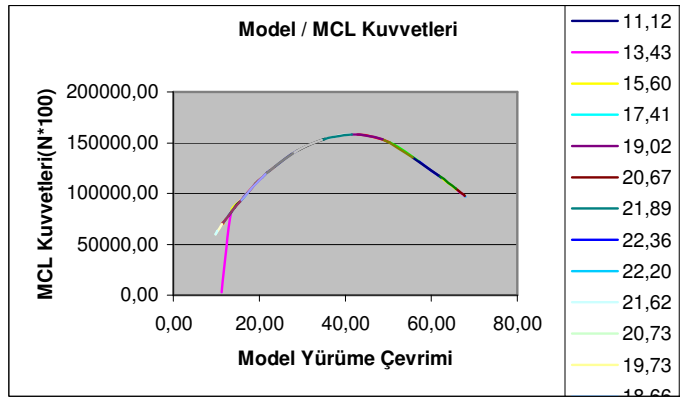
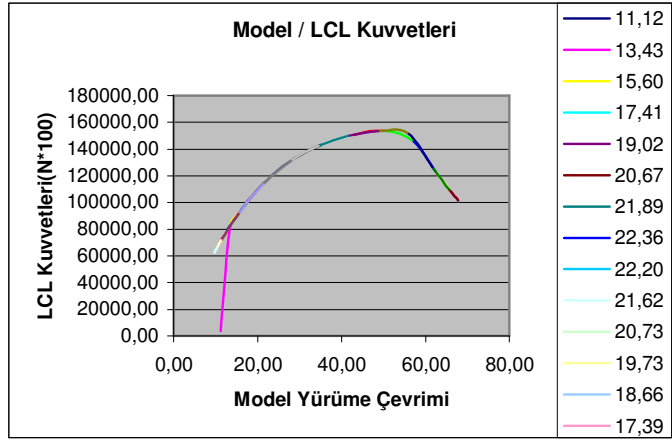
Diz F. Momenti (Nm/ Kg)	Ayak Bileği F.Momenti (Nm/kg)
0,4618	-0,1656
0,5920	-0,2297
0,6618	-0,2509
0,6454	-0,2322
0,5809	-0,1866
0,4628	-0,1191
0,3463	-0,0501
0,2737	0,0082
0,2280	0,0532
0,1925	0,0891
0,1787	0,1136
0,1552	0,1363
0,1367	0,1545
0,1253	0,1749
0,1311	0,1971
0,1286	0,2259
0,1322	0,2560
0,1249	0,2937
0,0953	0,3457
0,0499	0,4095
-0,0246	0,4923
-0,1141	0,5911
-0,2544	0,7124
-0,3953	0,8316
-0,5473	0,9460
-0,6465	1,0217
-0,7330	1,0559
-0,7393	1,0141
-0,6399	0,8803
-0,4810	0,6749

EK-8 (Devam) Model verileri ve çözümleri

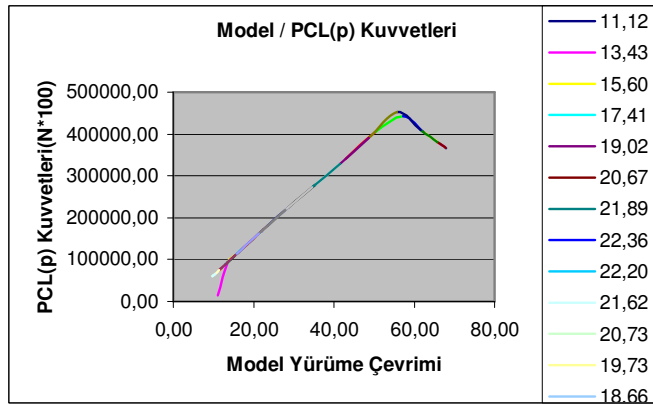
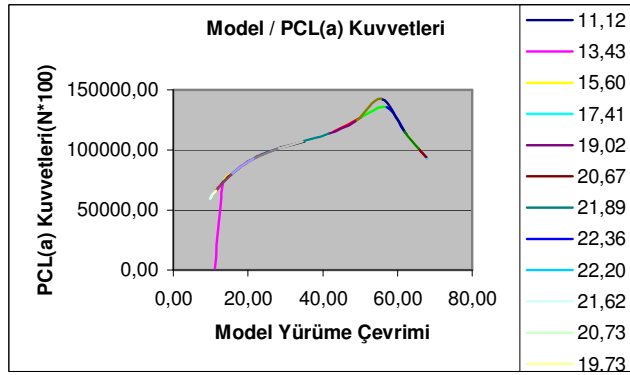
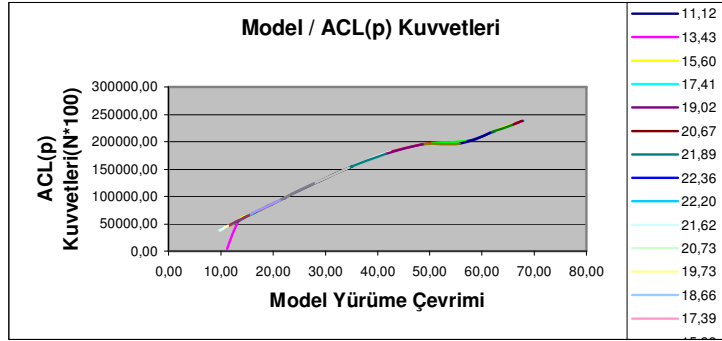
Çizelge 8.2. (Devam) Modelden elde edilen çözümler

Diz F. Momenti (Nm/ Kg)	Ayak Bileği F.Momenti (Nm/kg)
-0,2403	0,4135
-0,0251	0,1375
0,0392	-0,0240
-0,0592	-0,0311
-0,1348	-0,0276
-0,1698	-0,0223
-0,1840	-0,0170
-0,1880	-0,0161
-0,1896	-0,0179
-0,1942	-0,0188
-0,1792	-0,0170
-0,1169	-0,0153
-0,0268	-0,0162
0,0423	-0,0179
0,0674	-0,0179
0,0854	-0,0187
0,1398	-0,0142
0,2148	-0,0062
0,2466	0,0000
0,1681	0,0027
0,0492	0,0027

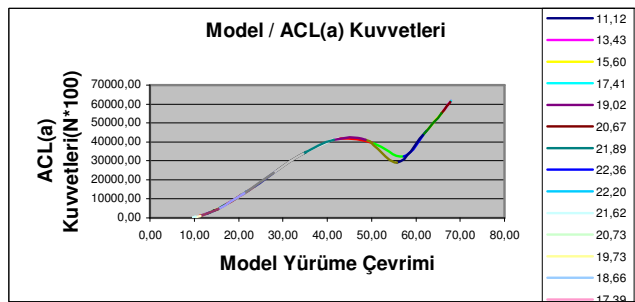
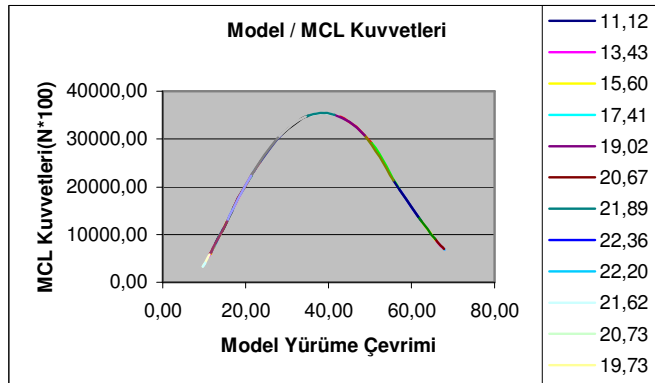
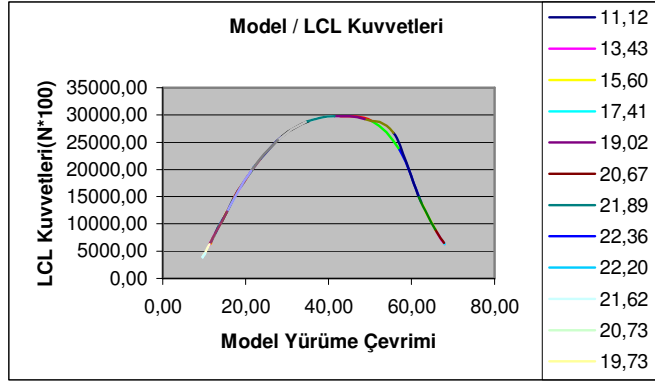
EK-9 Tibial kartuşun yatay eksenden sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



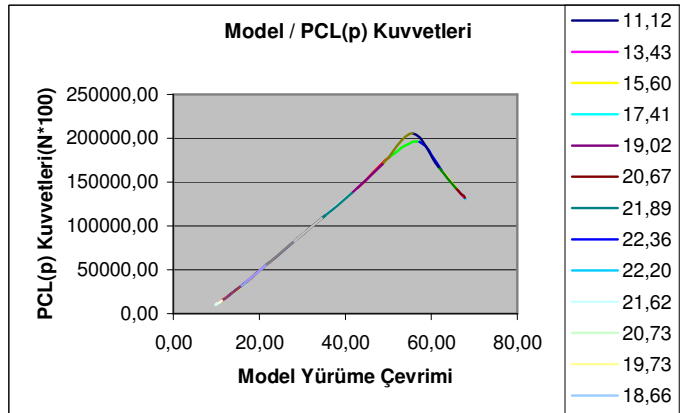
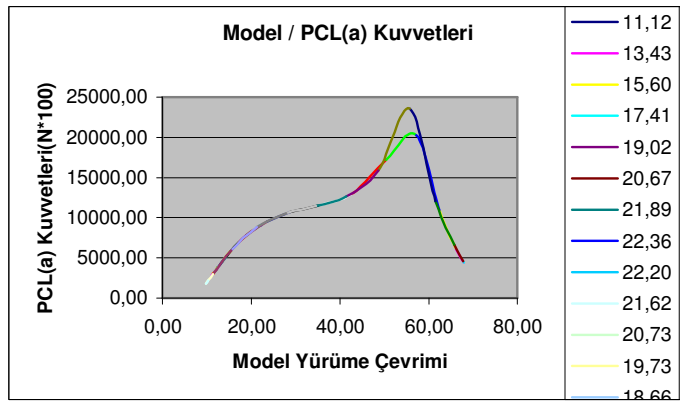
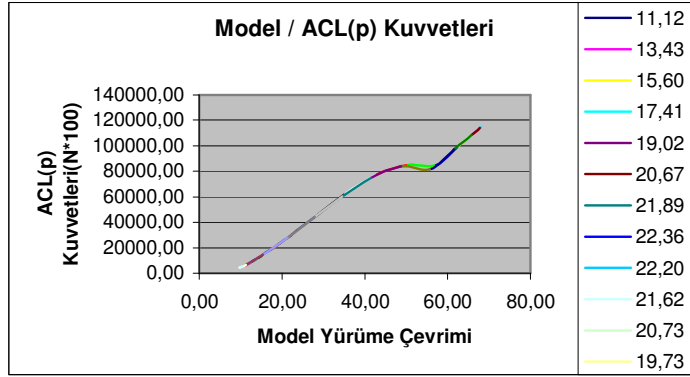
EK-9 (Devam) Tibial kartuşun yatay eksenden sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



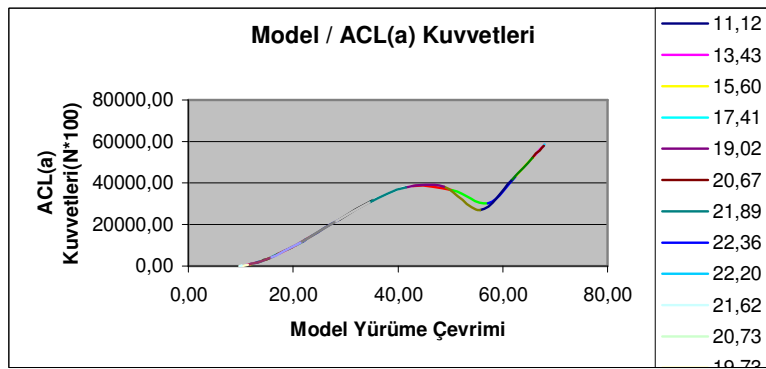
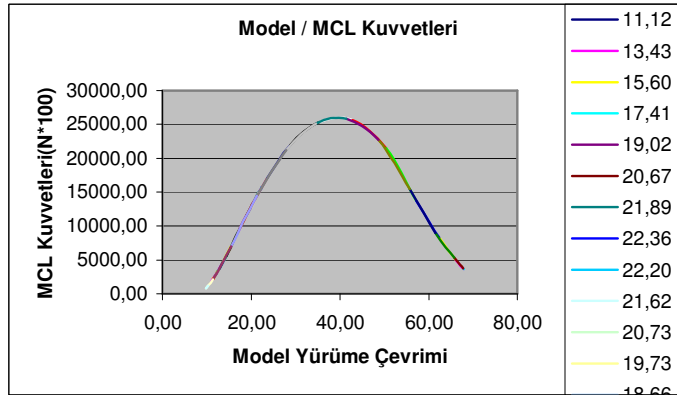
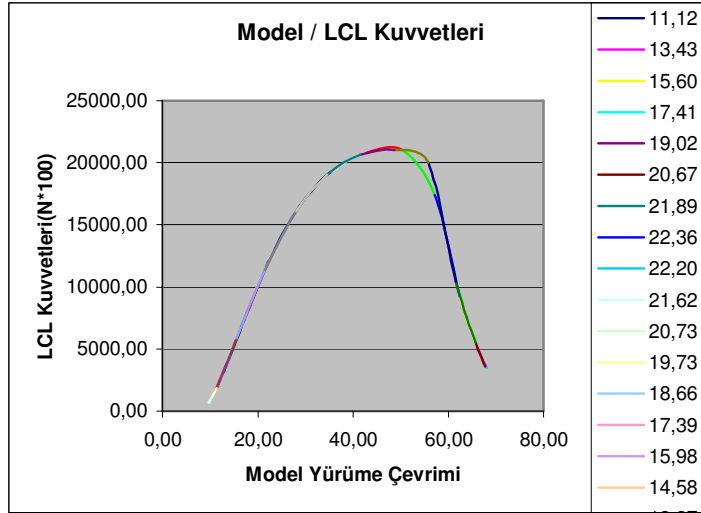
EK-10 Tibial kartuşun düşey eksenden sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



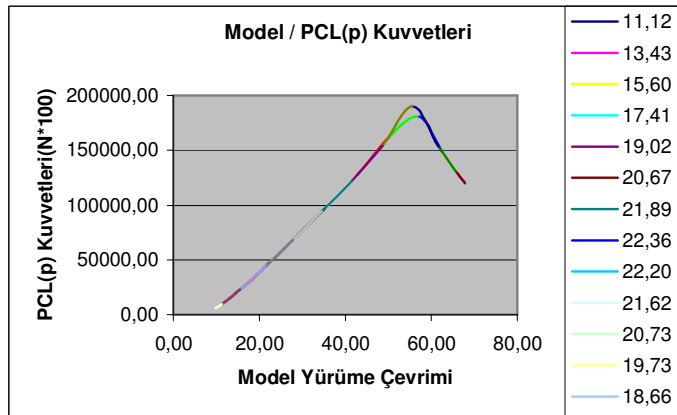
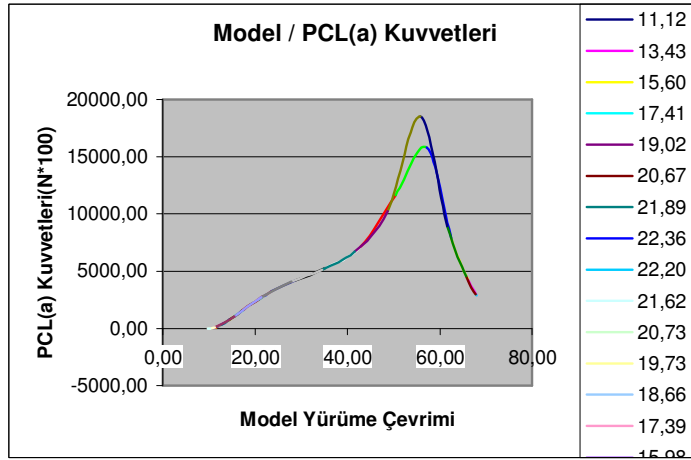
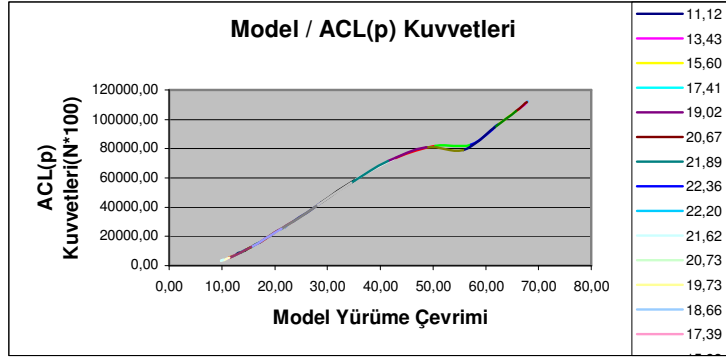
EK-10 (Devam) Tibial kartuşun düşey eksenden sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



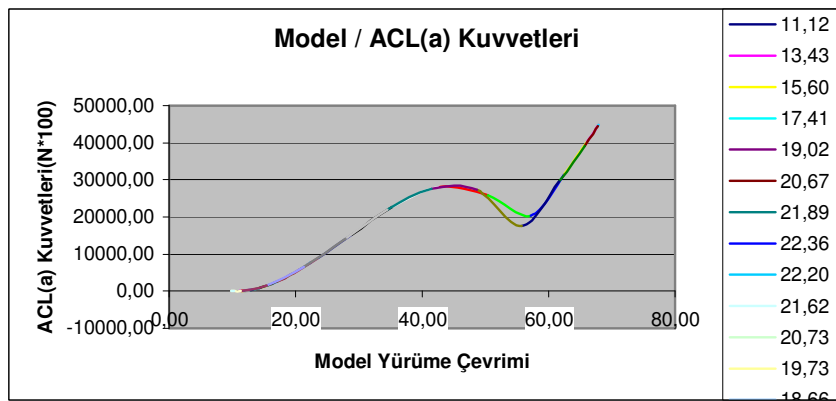
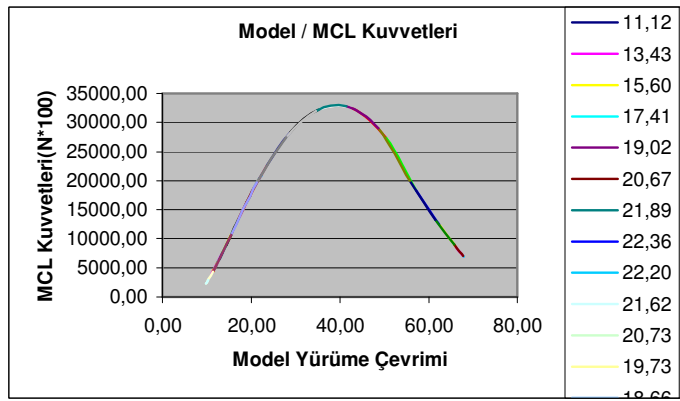
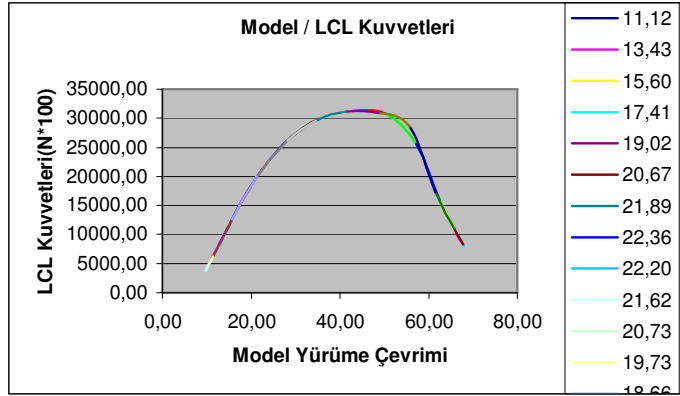
EK-11 Tibial kartuşun açısıl ile bağ kuvvetlerinin değişimi



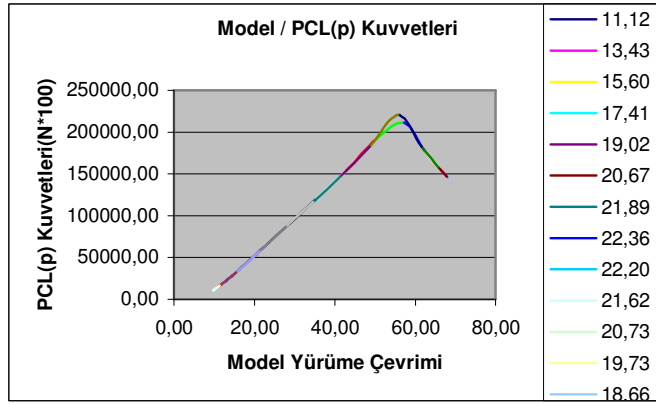
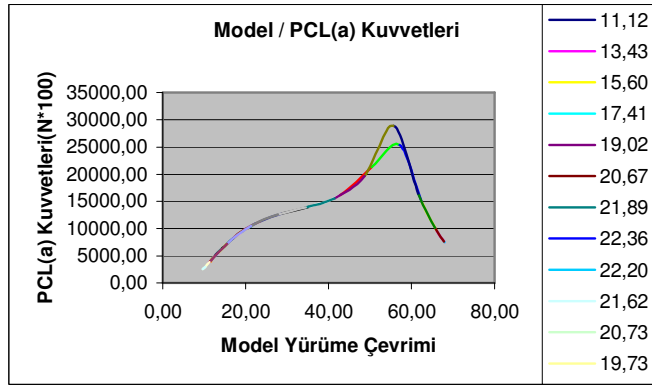
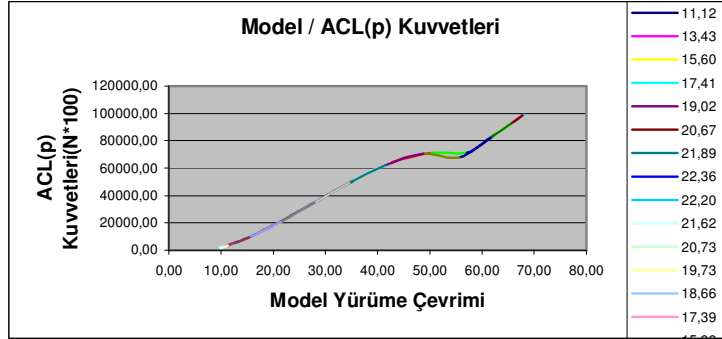
EK-11 (Devam) Tibial kartuşun açısıl sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



EK-12 Tibial kartuşun ters açısıl sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



EK-12 (Devam) Tibial kartuşun ters açışal sapması ile bağ kuvvetlerinin değişimi



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ALTINKAYNAK, Umut
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 06.04.1978 Ankara
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 319 35 27
 Gsm : 0 (532) 486 76 46
 E-mail : uak@scientist.com

Eğitim Derece

Eğitim Birimi

Mezuniyet tarihi

Lisans	KKÜ / Makine M.	2001
Lise	Yüce Fen Lisesi	1995

İş Deneyimi Yıl

Yer

Görev

1996-2002	CPS Pos Otomasyon Ltd. Şti.	Sistem Yöneticisi
-----------	-----------------------------	-------------------

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Sosyal içerikli kitaplar