

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**LATERAL KAMALI TABANLIK KULLANIMININ DİZ VE
AYAK EKLEMLERİNDEKİ YÜK DAĞILIMINA ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Levent UĞUR

**Anabilim Dalı. Makine Eğitimi
Danışman. Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU**

KOCAELİ, 2010

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**LATERAL KAMALI TABANLIK KULLANIMININ DİZ VE
AYAK EKLEMLERİNDEKİ YÜK DAĞILIMINA ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Levent UĞUR

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 19.10.2010
Tezin Savunulduğu Tarih: 25.11.2010**

Tez Danışmanı

Üye

Üye

Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU Doç. Dr. Hamit SARUHAN Yrd. Doç. Dr. Abdulkadir CENGİZ

(.....)

(.....)

(.....)



KOCAELİ, 2010

ÖNSÖZ

Bu çalışmada, varus deformitesi olan bir hastanın çeşitli yükseklikteki lateral kamalı tabanlık kullanılarak diz eklemi ve ayak kemiklerindeki gerilme dağılımı sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca, hastanın vücut ağırlığından kaynaklanan yüklenme sonrası alt uzuvların mekanik ekseninde meydana gelen değişim incelenmiştir.

Bu tez çalışmasında, araştırma yapmam için imkân tanıyan ve çalışmalarımı teşvik eden, her türlü yakın ilgilerini, yardımlarını ve değerli zamanını esirgemeyen danışmanım Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU'na sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım. Kocaeli Üniversitesi Makine Eğitimi Bölümüne ve Arş. Gör. Arif ÖZKAN'a, Mak. Müh. İbrahim MUTLU'ya, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Ü. Sefa MÜEZZİNOĞLU ve Doç. Dr. Levent BULUÇ'a, Arş. Gör. Dr. Halil ATMACA ve İstinye Devlet Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinden Uzm. Dr. M. Yavuz ÇIRPICI'ya, teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, TÜBİTAK destekli 107M327 numaralı bilimsel araştırma projesi kapsamında sağlanan katkılar ve imkanlar ile yapılmış olup desteğinden dolayı TÜBİTAK'a, TÜBİTAK MAG'a ve çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, maddi ve manevi destekleri için, Annem Yıldız UĞUR'a, Babam Faik UĞUR'a, eşim Özge UĞUR'a, ablam ve abilerime şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER LİSTESİ	iv
TABLolar LİSTESİ	vi
1. GİRİŞ	1
2. ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİ	2
2.1. Biyomekaniğe Giriş	4
2.2. Biyomekaniğin Kısa Tanımı	4
2.3. İnsan Ayağının Biyomekaniği	5
2.4. İnsan Ayağının Yapısı	6
2.5. İnsan Ayağının Maruz Kaldığı Çeşitli Zorlanmalar	6
2.6. İnsan Ayak Mekanığı	8
2.7. İnsan Ayağının İşlevselliği	8
2.8. İnsan Ayak ve Bilek Eklem Anatomisi	9
2.9. İnsan Ayak Biyomekaniği	10
2.10. Vücut Yükünün Dağılımı	15
2.10.1. Vücut yükünün ayak tabanında dağılımı	17
2.10.2. Yükün taşınmasında ayağın faktörü	19
2.10.3. Yük ağırlık taşıma noktaları	19
2.10.4. Ayakta meydana gelen gerilmeler	20
2.10.5. Ayak dengesi	21
2.11. Tabanlık Kullanımı	21
2.12. Diz Eklemi Yapısı	23
2.13. Diz Eklemi Anatomisi	24
2.13.1. Kemik yapılar	25
2.13.2. Kemik dışı yapılar	28
2.14. Diz Eklemi Biyomekaniği	28
2.15. Literatür Taraması	30
2.16. Kemik ve Kemik Dışı Yapıların Malzeme Özellikleri	39
2.16.1. Alt ekstremite kemik yapıların malzeme özellikleri	41
2.16.2. Yumuşak doku malzeme özellikleri	41
2.16.3. Tabanlık malzeme özellikleri	41
2.16.4. Dış ve iç yan bağlar (ligament) malzeme özellikleri	42
2.16.5. Kıkırdak yapının mekanik özellikleri	42
2.16.6. Menüsküslerin Mekanik Özellikleri	43
2.17. Kemik Yapının Viskoelastik Davranışı	44
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI	45
3.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme	45
3.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme	47
3.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme	49
4. LATERAL KAMALI TABANLIK KULLANIMI	55

5. LATERAL KAMALI TABANLIĞIN VARUS DEFORMİTESİ	
DÜZELTMESİNE ETKİSİ.....	63
5.1. Diz Eklemdeki Tibia Kıkırdağında Meydana Gelen Gerilmeler	63
5.2. Deformasyon Miktarının Tabanlık Kullanımına Bağlı Olarak Değişiminin Belirlenmesi	65
5.3. Femur Kıkırdağında Meydana Gelen Gerilmeler	67
5.4. Tibiada Meydana Gelen Gerilmeler.....	70
5.5. Talus'ta Meydana Gelen Gerilmeler	73
5.6. Kalkaneus'ta Meydana Gelen Gerilmelerin Tayini	75
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Alt ekstremitte eksenleri [3]	3
Şekil 2.2: Ayaktaki kas yapıları [3].....	7
Şekil 2.3: Ayak bileğinin yapısı [3]	8
Şekil 2.4: Ayakta bulunan kemikler	9
Şekil 2.5: Ayak bölümleri ve kemikleri [5]	10
Şekil 2.6: a) Tibia eksenini ile ayak bileği eklem eksenini arasındaki açı, b) Ayak, ayak bileği ile diz eksenleri arasındaki ilişki [7].....	11
Şekil 2.7 Ayak bileği eksenini ile ayağın boylamasına eksenini arasındaki ilişki [8]	11
Şekil 2.8: Ayak bileği eklemine meydana gelen hareket aralıkları [8]	12
Şekil 2.9: Normal yürüyüş esnasında ayak ve bacak kaslarının fizik aktiviteleri [7]	12
Şekil 2.10: a) Subtalar eksenini ile transvers düzlem, b) Subtalar eksenini ile horizontal düzlem arasındaki açı [7].....	13
Şekil 2.11: Ayağın içe yönelme ve dışa yönelme hareketleri [8].	14
Şekil 2.12: Tibia rotasyonunun subtalar eklem vasıtasıyla ayağa aktarılma mekanizması [7]	15
Şekil 2.13: Vücut yükünün dağılımı.[10].....	16
Şekil 2.14: Vücut yükünün dağılımı [10].....	16
Şekil 2.15: Denge Üçgeni [9].....	17
Şekil 2.16: Ayak uzunluğunun gösterimi [10]	18
Şekil 2.17: Ayak genişliği [10]	18
Şekil 2.18: Çeşitli ayak tabanlıkları	23
Şekil 2.19: Diz eklemi sinovyal boşluğu ve bağlantı yüzeyleri [11].	24
Şekil 2.20: Kondillerin ve transvers eksenini kesit ve görünüşleri [14]	25
Şekil 2.21: Konveks ve konkav diz eklemi yüzeyleri [15].	26
Şekil 2.22: Menüsküs ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi [16].....	27
Şekil 2.23: Diz eklemine düzlemlerdeki hareketi [19-21].....	29
Şekil 2.24: Diz eklemine oluşturan yapılar [21-22].....	30
Şekil 2.25: Anlık dönme merkezleri ve J şekli [14,24].....	31
Şekil 2.26: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi [20].....	34
Şekil 2.27: Alt ekstremitte anatomik ve mekanik eksenleri [20]	35
Şekil 2.28: İnsan ayak kemikleri gerilmelerinin tayini için oluşturulan model [34] .	37
Şekil 2.29: Koronal ve sagittal planda alt ekstremitte dizilimi [34].....	38
Şekil 2.30: Normal diz ve hareket esnasındaki dize yüklenen kuvvetler ve doğrultuları [14].....	39
Şekil 2.31: Menüsküs yapılarının diz mekanizmasındaki görünüşleri[39,40]	44
Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri	46
Şekil 3.2: Modelleme akış şeması [11].	50
Şekil 3.3: MIMICS yazılımında elde edilen ayak modeli	51
Şekil 3.4: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme	53
Şekil 4.1: Varus deformitesi olan hastanın ayakta duruş görünümü.....	55
Şekil 4.2: a) Valgus ve b) Varus deformitesinde tabanlık kullanımı	56
Şekil 4.3: Lateral kamalı tabanlık	57

Şekil 4.4: Ağ örgüsü düzenlenmiş model	58
Şekil 4.5: Femur başına etkiyen kuvvetler[48-56]	59
Şekil 4.6: Yükleme ve sınır şartları	60
Şekil 4.7: Tabanlık tabanının tüm yön ve eksenlerde sabitlenmesi	61
Şekil 4.8: Femur ve Femur Kıkırdağı arasındaki yapışkan (Bonded) temas tanımlaması.....	62
Şekil 4.9: Metatarsal kemikler arasındaki ayrılmayan (no separation) temas tanımlaması.....	62
Şekil 5.1: Tibia kıkırdağı dış kısmında meydana gelen eş değer gerilme.....	63
Şekil 5.2: Lateral tibia kıkırdağında, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrası lateral tibia kıkırdağı üzerinde meydana gelen gerilmeler.....	64
Şekil 5.3: Medial tibia kıkırdağında, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrası tibia kıkırdağı üzerinde meydana gelen gerilmeler.....	65
Şekil 5.4 3B modellerde oluşan deformasyonlar	66
Şekil 5.5: 3B Modellerde, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımisonrası modellerde oluşan açılar.	67
Şekil 5.6: Femur kıkırdağında oluşan gerilmeler.....	68
Şekil 5.7: Femur kıkırdağında, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrası meydana gelen gerilmeler.....	69
Şekil 5.8: Hasarsız diz eklemi modelinde femur kıkırdağı üzerindeki gerilmeler.....	70
Şekil 5.9: Tibia üzerindeki gerilmeler.....	71
Şekil 5.10: Tibia'da, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı ile oluşan gerilmeler	72
Şekil 5.11: Talus üzerinde tabalık kullanımına bağlı ortaya çıkan eş değer gerilmeler	73
Şekil 5.12: Talus'ta, a,b,c sırasıyla h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı ile meydana gelen gerilmeler.....	74
Şekil 5.13 Kalkaneus üzerinde tabalık kullanımına bağlı ortaya çıkan eş değer gerilmeler.....	75
Şekil 5.14: Kalkaneus üzerinde, a,b,c sırasıyla h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrasında meydana gelen eş değer gerilmeler.	76

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1: Sagital, transvers ve Koronal düzlemlerdeki diz eklemi hareketi [11].....	29
Tablo 2.2: Tibia femur ve kemik yapısı için izotropik malzeme özellikleri [36,37].	41
Tablo 2.3: Yumuşak doku mekanik özellikleri [38]	41
Tablo 2.4: Tabanlık için malzeme özellikleri [5].....	42
Tablo 2.5: Ligamentler için malzeme özellikleri [5].	42

LATERAL KAMALI TABANLIK KULLANIMININ DİZ VE AYAK EKLEMLERİNDEKİ YÜK DAĞILIMINA ETKİSİ

Levent UĞUR

Anahtar Kelimeler. Biyomekanik, Lateral kamalı tabanlık, Bilgisayar destekli modelleme, Sonlu elemanlar metodu,

Özet

İnsan alt ekstremitesinde düşük dereceli varus bozukluğu (deformitesi) olan hastaların, deformitelerinin düzeltilmesi için cerrahi operasyondan ziyade, ortopedistler kamalı tabanlık kullanımı önermektedirler. Bu öneriler doğrultusunda, düşük dereceli varus bozukluğu olan hastalar, tabanlık kullanarak bacaklarındaki bozuklukların zamanla düzeltilmesine çalışırlar. Bu tür hastaların, kamalı tabanlık kullanımı sırasında, alt ekstremitte elemanlarında yük dağılımı ve dolayısı ile gerilme dağılımları değişmektedir. Bunun en önemli sebebi eğri konumda olan mekanik eksenin kamalı tabanlık yardımı ile normal konuma getirilmeye çalışılmasıdır.

Bu çalışmada, düşük dereceli varus deformitesi olan hastaların, deformite derecelerine bağlı olarak kullanılması gereken farklı yüksekliklerde lateral kamalı tabanlık modellenmiştir. Alt ekstremitayı oluşturan tüm unsurların 3B katı modeli elde edilmiştir. Elde edilen modele 5, 8 ve 10mm yüksekliğinde, bu bozuklukların düzeltilebilmesi için modellenen lateral kamalı tabanlıklar monte edilmiştir. Tabanlık yerleştirilen tüm modellere insan vücut ağırlığı dolayısıyla gelen yükler uygulanmış, diz ve ayak eklemlerini oluşturan tüm unsurlarında meydana gelen yük dağılımlarını hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar için sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Bu hesaplamalar sonucunda femur kırıkdağı, tibia, tibia kırıkdağları, talus, kalkenous, ve ayak kemiklerinde meydana gelen gerilme dağılımları hesaplanmıştır.

THE EFFECT OF USAGE OF THE WEDGED LATERALLY INSOLE IN LOAD DISTRIBUTION ON KNEE AND FOOT JOINTS

Levent UĞUR

Key words. Biomechanics, lateral wedge insole, Computer aided modeling, Finite element method

Abstract.

The orthopedists prefer to suggest patients to use the wedged insole rather than surgical operation in human lower extremity in order to correct the deformity of patients with low level varus deformity. As a result of these proposals, patients with low level varus deformity use the insole to correct the deformity. During the use of the wedged insole in such these patients, the load distribution and so stress distribution are changed in the lower extremity. The most important reason of these changes is that mechanical axis which is in inclined position is tried to obtain normal position using the wedged insole.

In this study, To be used different height laterally wedged insoles are modeled depending on the deformity level of patients with low level varus deformity. 3B solid model of all elements building up the lower extremity is obtained. 5, 8 and 8 mm height laterally wedged insoles for correction of these deformities are assembled to the achieved model. Human body weight thereby happening load is applied to all models assembled insole, the load distribution are calculated on all elements building up knee and foot joint. The effect of the usage on different height insoles were analyzed using the finite element method. As a result of these analyses, the stress distributions are calculated on the femur cartilage, the tibia, the tibia cartilages, the talus, the calcaneus and foot bones.

1. GİRİŞ

İnsan iskelet yapısının duruş konumu (postur), vücut kısımlarının diziliş ve düzeni olarak tanımlanır. Postur statik veya dinamik olarak ikiye ayrılır. Ayakta durma, yatma sırasında vücudun duruş şekline statik duruş (statik postur) denir. Vücut kısımları hareket halindeyken vücudun pozisyonuna dinamik duruş (dinamik postur) denir. Kas iskelet sisteminde bir zorlanmaya sebep olmayan vücudun normal eğriliklerinin korunduğu, eklemlere uygulanan kuvvetlerin dengeli dağıldığı duruşa normal duruş (normal postur) adı verilir.

Alt ekstremitte uzuvların normal duruş pozisyonunda doğruluğu anatomik ve mekanik eksene göre belirlenir. Mekanik eksen, bir uzun kemiğin proksimal ve distal eklemlerinin merkezi noktalarını birleştiren çizgidir. Anatomik eksen, bir uzun kemik diafizinin orta noktalarını birleştiren çizgidir. Anatomik ve mekanik eksene göre kaslar, diz ve ayak bileği eklemlerinin uzunlamasına yerleşiminin fizyolojik konumda olması duruş pozisyonunun normal olması anlamına gelmektedir. Aksi takdirde kemiklerde uzunluk farklılığı, dönem (rotasyon),açılanma (angulasyon) ve doğrusal hareket (translasyon) uzuvların normal anatomiden sapmasına yol açar. Bu durumda kişi alt uzuv kemiklerinde değişiklikler ve duruş bozukluğu durumlarının ortaya çıkması kaçınılmaz olur. Bu duruş bozukluğu kişide çeşitli rahatsızlık olarak görülebilir. Bu rahatsızlıklardan en çok rastlananlardan birisi de kireçlenme olarak bilinen Osteoartrit'tir. Kireçlenme eklemlerde kıkırdak dokunun yapısında bozulma, kıkırdakta incelme, aşınma ve tahribat sonrasında ortaya çıkan bir hastalıktır. Kemik yapının uç kısımlarında bulunan kıkırdak yapılar birbirine kireçlenme nedeniyle daha fazla sürtmekte ve kıkırdak yapının esnekliğini bozmaktadır. Bu bozulma, kireçlenme rahatsızlığı olan kişilerde ayakta durma ve diğer ağırlık kaldırma eylemlerinde yüksek ağrıya neden olur. Kireçlenme hastalarda ağrı ve hareket kısıtlılığı nedeniyle, cerrahi ve fizik tedavi gibi tedavi yöntemlerine başvurulur [1].

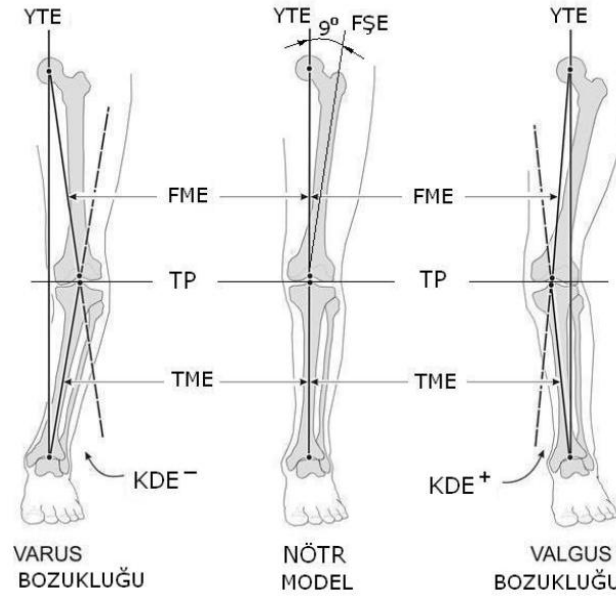
Kireçlenme için belirlenen tedavi yöntemlerinden biri ortopedik ayakkabı veya tabanlık kullanımıdır. Kireçlenmede hastalık derecesine bağlı olarak, uygun ortopedik ayakkabı veya tabanlık kullanımının dizdeki ağrıların azalmasında faydalı olduğu belirtilmektedir [2]. Ancak, bu tedavi yöntemi cerrahi müdahale gerektirmeyen miktarda kireçlenme rahatsızlığı olan hasta gurubu için geçerli bir çözümdür. Ayrıca, hastaya uygun tabanlık seçimi bu tedavide önem arz etmektedir. Ancak, bu tedavi yöntemi, ilerlemiş kireçlenmiş hastalarda yetersiz kalmakta ve cerrahi ile tedavi tamamlanmaktadır.

Bu çalışma, düşük dereceli varus deformitesi olan hastaların cerrahi müdahale gerektirmeden tabanlık kullanılarak mekanik ekseninin normal dizilim konumuna getirilmesi amaçlanmış ve alt ekstremitte yapılarında ortaya çıkan gerilme dağılımları farklı tabanlık tiplerine göre incelenmiştir. Varus deformitesi düşük olan ve cerrahi operasyona gerek duyulmayan hastaların deformitelerinin düzeltilmesi için, deformite derecesine bağlı olarak ortopedistlerin tavsiyeleri doğrultusunda lateral kamallı tabanlık kullanılarak deformiteleri düzeltilir. Varus deformite derecesine bağlı olarak, ortopedik tabanlık tasarımı yapılmış ve bu tabanlıkların kullanımına bağlı olarak alt ekstremitte dizilimindeki yük değişimleri incelenmiştir.

Bu tez çalışması, 6 bölümden oluşmaktadır. Bölüm 1, giriş bölümü olup burada, çalışmanın amaçları açıklanmıştır. Bölüm 2’de biyomekanik çalışma alanının temel giriş bilgisi ve kısa tanımlamaları, ayak ve diz biyomekaniği tanımlamaları hakkında bilgi verilmiştir. Ayrıca insan ayağının biyomekaniği ve vücut yükünün dağılımı açıklanmıştır. Bunun yanında diz eklemine oluşturan yapıların anatomisi ve biyomekaniği açıklanmış ve literatürde yapılmış çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir. Bölüm 3’te üç boyutlu (3B) biyomekanik modelleme teknikleri ve aşamaları ile ilgili yardımcı ekipman ve yazılımları hakkında bilgi verilmiş. Bölüm 4’da tabanlık kullanımı ile genel bilgiler açıklanmıştır. Yükleme ve sınır şartları tanımlanmıştır. Ayrıca bölüm 5’te lateral kamalı tabanlığın varus deformitesi düzeltilmesine etkisinin sonlu elemanlar modeli ile yük dağılımlarındaki etkileri belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar Bölüm 6’te değerlendirilmiş ve ileriye dönük öneriler belirtilmiştir.

2. ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANIĞI

Kalça ve kalça eklemi de dâhil olmak üzere son ayak bileğine kadar olan kemikler topluluğu alt eksterimite olarak adlandırılır. Kalça ekleminden ayak bileği eklemine kadar olan kısımda yer alan kemik yapılar ise diz eklemi kemiklerini teşkil eder. Normal bir diz eklemi oluştururan bütün kemiklerin (elemanların) birbirine göre konumu Şekil 2.1'de görüldüğü gibi referans (nötr) model olarak tanımlanmıştır. Tanımlanan referans modeli, insan diz eklemi oluştururan unsurların hasarsız ve düzenli bir yapıda olduğunu gösterir. Bu itibarla, hasarsız ve düzenli bir referans diz eklemine, yük taşıma kabiliyeti de düzenli olmakla birlikte, insan vücudundan gelen yükleri de düzenli bir şekilde taşırlar veya aktarırlar. Ancak, diz eklemi oluştururan unsurlarda meydana gelen hasarlar veya oluşan düzensizlikler, eklem yük taşıma kabiliyetini de son derece etkiler [3].



YTE: yük taşıma eksen, FŞE: femoral shaft eksen, FME: femoral mekanik eksen, TP: tibia plato, TME: tibial mekanik eksen, KDE⁻ ve KDE⁺: negatif ve pozitif kalça-diz eksen

Şekil 2.1: Alt ekstremite eksenleri [3]

Diz eklemine oluşturan elemanlarda meydana gelen veya zamanla ortaya çıkan hasarlar genel olarak, femur kırıkları veya düzensizlikleri, tibia kırıkları veya düzensizlikleri, menskslerde oluşan yırtılma sonucu hasarlar vb. olarak tanımlanabilir [3].

2.1. Biyomekaniğe Giriş

Biyomekanik tanım ve anlam açısından hayvanlar ve bitkilerin biyolojik mekanizmalarını ve yapılarını inceleyen bilim dalı olarak adlandırılır [3]. Biyomekaniğin alışma alanı tüm hareket eden canlılar olmasına rağmen insan üzerindeki çalışma alanı, ne çıkmaktadır. İnsanlar, doğalarından gelen araç yapma yetenekleri sayesinde yaşamları kolaylaşmış ve performanslarını arttırmışlardır. İnsanlık tarihi boyunca oluşturdukları bu araçlarla belirli bir ergonomi ve kullanım rahatlığı kazanmışlardır. Bu sebeplerden dolayı biyomekanik sürekli gündeme gelen ve diğer bilim dalları ile ortak çalışan bir alan olmuştur.

2.2. Biyomekaniğin Kısa Tanımı

Biyomekanik, hastalık, yıpranma, yaşlanma, kaza ve zorlamalar sonucunda, özellikle insan iskeletini oluşturan diz, kalça ve dirsek gibi mekanizmalarda ortaya çıkan işlevsel bozuklukları tanımlamak amacıyla, fizyolojik işlevleri izlemek ve bunlarla ilgili veri toplamak için kullanılan bilim dalıdır. Buna ilaveten, biyomühendislik ile biyotıbbın bir dalı olarak da değerlendirilir. Biyomekaniğin farklı dalları, uygulamalı mekaniğin dinamik ve statik gibi farklı kısımlarını kullanır. Örneğin, statiğin temel ilkeleri, kas-iskelet sistemindeki çeşitli eklem ve kas kuvvetinin yapısının bulunduğu çevreye etkilerini ve büyüklüğünü incelemek için kullanılır. Dinamiğin ilkeleri, hareket tarifinde, hareket analizinde ve kısmi hareket analizinde kullanılır. Buna ilaveten, günümüzde spor mekaniğinde birçok biyomekanik uygulamalar ile çeşitli teknikler geliştirilerek sporcuların sakatlanmadan daha hızlı ve etkili olabilmeleri sağlanmaktadır. Katıların mekaniği, biyolojik sistemlerin değişik yük koşulları

altında işlevsel davranışlarını belirlemek için gerekli denklemleri oluşturacak bilgiyi sağlar. Akışkanlar mekaniğinin ilkeleri, dolaşım sistemindeki kan akışını, akciğerlerdeki hava akışını ve eklemlerdeki yağlanmayı incelemek için kullanılmaktadır. Biyomekanikteki araştırmalar çok karmaşık bir yapı olan insan bedeni hakkındaki bilgimizi artırmaktadır [3].

Biyomekanikteki araştırma faaliyetlerini üçe ayırmak mümkündür. Bunlar, deneysel çalışmalar, model incelenmesi ve uygulamalı araştırma faaliyetleridir. Biyomekanikteki deneysel araştırmalar kemik, kıkırdak, kas, sinir, bağ, deri ve sistemlerinin bütünü oluşturulan bir parça olarak kan gibi biyolojik malzemelerin mekanik özelliklerini belirlemek için yapılır. Matematiksel model analizlerini içeren teorik çalışmalar, biyomekanik araştırmaların önemli bir bileşenidir. Genelde, deneysel bulgulara dayanan bir model yeniden deneysel çalışmayı yapmadan çevrenin ve çalışma koşullarının etkilerini belirlemede kullanılabilir [3].

Biyomekanikteki uygulamalı araştırmanın amacı, bilimsel bilginin insanların yürüme, koşma, hareket etme gibi temel işlevlerini OA ve diğer iskelet ve kas hastalıklarında ve bozukluklarında çözüm üretmektir. Biyomekanik günümüzün en çok gelişme göstermekte olan bilim dallarındandır. Tedavi ve iyileştirme amaçlı biyomekanik en zor mühendislik uygulamalarını da içermekte ve uygulamaktadır. Mühendislik ve tıp tarihiyle eş olan tarihi ile hala emekleme aşamalarında olmayı sürdürmektedir fakat son yıllarda kazandığı ivme ile önümüzdeki yıllarda çok daha gelişen bir bilim dalı olması, disiplinler arası çalışma imkânları nedeniyle söz konusudur [3].

2.3. İnsan Ayağının Biyomekaniği

İnsan ayağı yapısal olarak, kalp, beyin veya omurga sistemi kadar karmaşık olmamasına karşılık işlevselliğinin farklı şartlara ani uyumu nedeniyle anlaşılması zor bir organdır. İnsan ayağı çok kemikli kompozit yapısı nedeni ile uzun yıllar çok değişik koşullara dayanım gösterebilmektedir. Ayak, çeşitli hastalıklardan oluşan deformasyon, kırık ve yaşlanmalardan kaynaklanan bozulmalar sonucu vücudu

taşıyamayacak hale gelebilir ve çok büyük rahtsızlıklara sebebiyet verebilir. Bunların engellenmesi için ayak biyomekaniğini çok iyi biçimde incelemek ve anlamak gerekmektedir [3].

2.4. İnsan Ayağının Yapısı

İnsan ayağında, 26 kemik, 33 eklem, 107 bağ, 19 kas ve birçok fonksiyonu yerine getiren aşağı bacak tendonları vardır. Ayakta karşılaşılan birçok sorun koşma, yürüme ve normal duruş pozisyonunda oluşan anormal hareketlerden kaynaklanabilir. Bu sorunlar, diz, kalça ve başka problemlere de aynı zamanda sebep olabilirler [3].

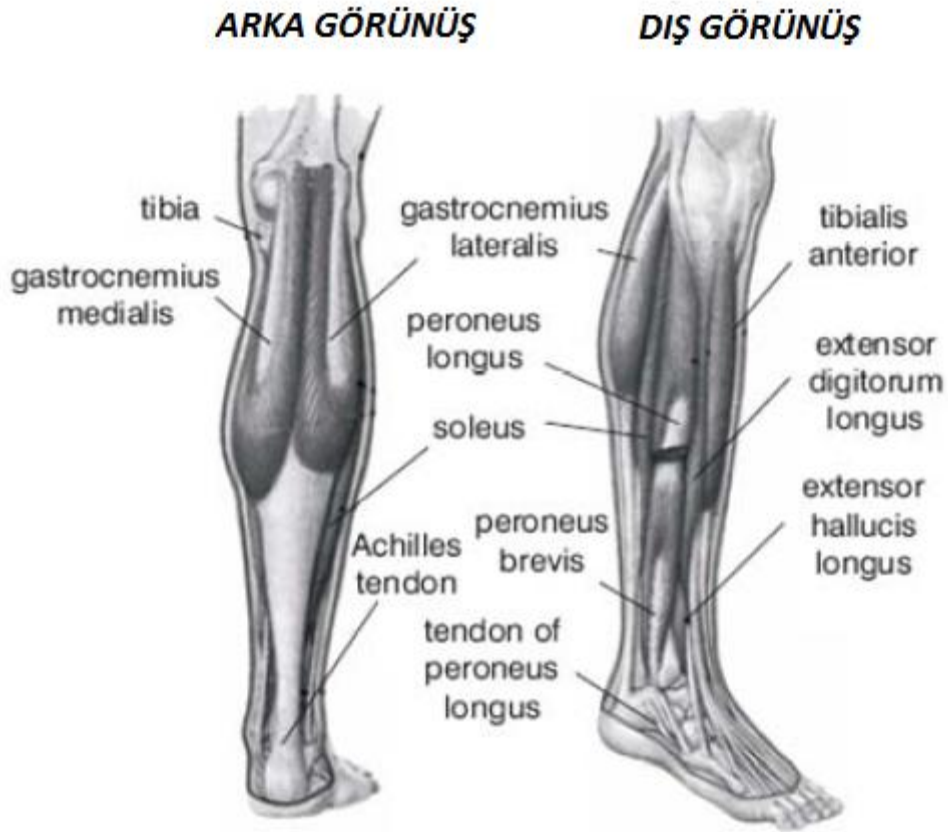
Bilek eklemının atında bulunan alt-tatar eklemi eş zamanlı bütün üç vücut düzlemi boyunca da hareket eder. Eylemin hareketi ve menzili, aşağı bacak eklemlerini açıp kapatmasına ve (orta kat gibi) orta-tarsal birleşme yerinin (ayağın ortasını karşılayan) karmaşık başka birleşme yerinin kilidini açmasına sebep olmaktadır [3].

Yürümenin mekaniği, değişik serilerdeki değişik hareketleri içermektedir. Bu serilerde; adım atarken, en ideali topuğun dik eksenin, topuğun az bir kaçıklık ile yere neredeyse dik inmesi ile gerçekleşir. Küçük ayak parmağı, yere dokunmaya başlayana kadar o bölgede, ağırlık, ayağın dışına doğru dağıtılır. Bu noktada ayağın kavisi, ayağın içine doğru hareketi ile vücut ağırlığını kaydırır. O zaman ayak tabanı yeri itmeye başlar ve olabildiğince ayağın uç kısmına daha yüksek bir itme gücü vücudu ileriye doğru atar [3].

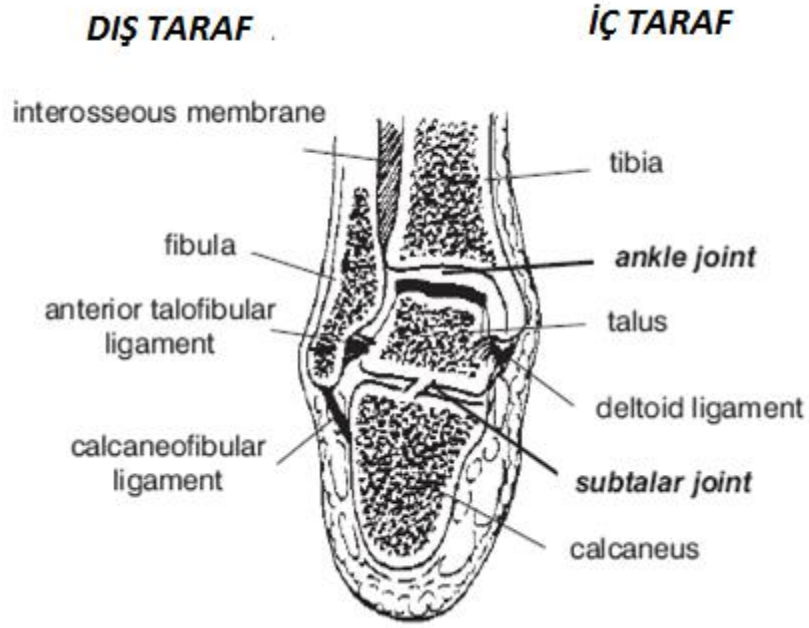
2.5. İnsan Ayağının Maruz Kaldığı Çeşitli Zorlanmalar

Şekil 2.2’de gösterilen ayak, kemikler, kaslar, sinirler ve tendonlar gibi yapıların kasılmaları esnasında sadece çok büyük bir itici güç oluşturmaz, aynı zamanda ayağın yer ile teması esnasındaki stabilizesini ve zeminden gelen çarpma etkilerinin iskelete iletilmesini engellerler [3].

Yoğun ve uzun bir yürüyüş esnasında organik yapılarıdaki yıpranmalar yüzünden iç kassal hız iletim hızı azalır. Bu da istenilen kas güçlerinin üretilmemesini sağlar. Eğer buna benzer bir yorulma meydana gelirse bundan ayak ve bacak arasındaki eklemler de etkilenerek stabilite kontrolünü ve şok sönümlemesini azaltır. Bu koşullar altında, ayak, farklı mekanizmadan kaynaklanan zararlardan kolayca etkilenir. Bu da iç ve dış hareketlerde dinamik olarak ayağın dayanıklılığını etkiler. Şekil 2.3’ de gösterilen ayak bileği, çok fazla gerilmelere maruz kaldığında veya destekleyici bağlarının ufak yırtılması ile zarar görür [3].



Şekil 2.2: Ayaktaki kas yapıları [3]



Şekil 2.3: Ayak bileğinin yapısı [3]

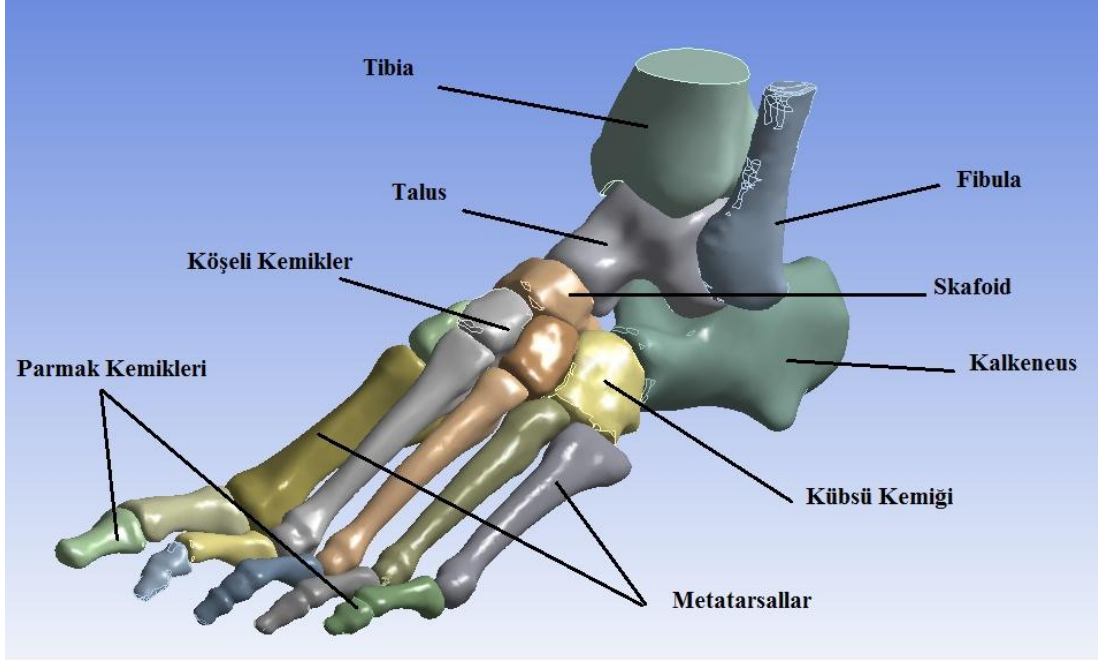
2.6. İnsan Ayak Mekanikliği

Vücut ağırlığı ve vücuda eklenen veya taşınan yükler insan iskeleti üzerinden en son diz eklemi ve ayak bileği ile ayak kemiklerine aktarılır. Bundan dolayı ayak kemikleri, diz eklemi ve ayak bileği eklemi oluşturulan kemik ve menüsküs, kıkırdak ve yumuşak doku gibi kemik dışı yapıların hasarlarından etkilenmektedir. Bundan dolayı, ayak ve diz eklemi biyomekanikliği ve yapısı detaylı olarak ortopedik teşhis ve tedavi açısından incelenir.

2.7. İnsan Ayağının İşlevselliği

Ayağın iki önemli görevi vardır. Bunlardan biri, vücut ağırlığını taşımak, diğeri ise yürüme ve koşma esnasında bir kaldıraç kolu gibi görev yaparak vücudu ön tarafa doğru itmektir [4]. Ayak üzerinde Şekil 2.4'de gösterilen birçok kemik yerine tek parça bir kemikten oluşsaydı, sadece vücut ağırlığını taşıyan ve vücudu ön tarafa iten

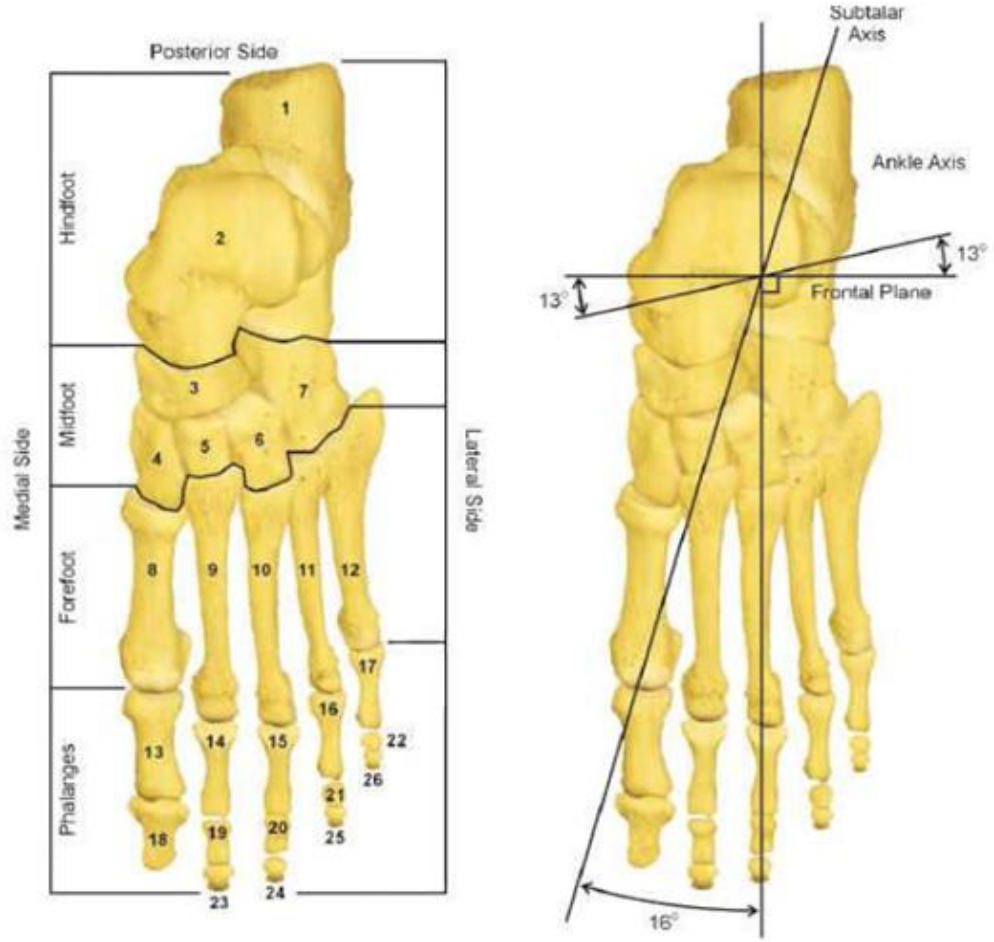
bir kaldıraç görevi yapardı. Fakat elastik olamayacağı için engebeli yerlerin şekline uyum sağlayamaz ve dolayısıyla vücudun dengesini koruyamazdı. İşte ayakta bulunan 33 adet eklem, ayağa elastikiyet kazandırarak bu uyum özelliğine sahip olmasını sağlamaktadır [4].



Şekil 2.4: Ayakta bulunan kemikler

2.8. İnsan Ayak ve Bilek Eklem Anatomisi

İnsan ayağı şekil 2.5’de görüldüğü gibi dört bölümden oluşur. Bu bölümler 1 ve 2 numaralı sırasıyla kalkeneus ve talustan meydana gelen kısım arka ayak olarak tanımlanır. 3-7 numaralar ile gösterilen navicular, iç, orta ve dış cuboid kemiklerden oluşan kısım orta ayak olarak tanımlanır. Şekil 2.5’de görüldüğü gibi kubik ve köşeli kemiklerden oluşur. Şekil 2.5’de 8-12 numaralı kemiklerin bulunduğu kısım ön ayak olarak tanımlanır ki, şekil 3.1’de gösterilen metatarsallardan meydana gelmektedir. 12-26 numara ile gösterilen kısımlar ise parmaklar diye adlandırılır. Bu kemikler sırası ile şöyle tanımlanır. 13-17 proximal parmak kemikleri, 18 distal parmak kemikleri, 19-22 orta parmak kemikleri ve 23-26 distal parmak kemikleri [5].



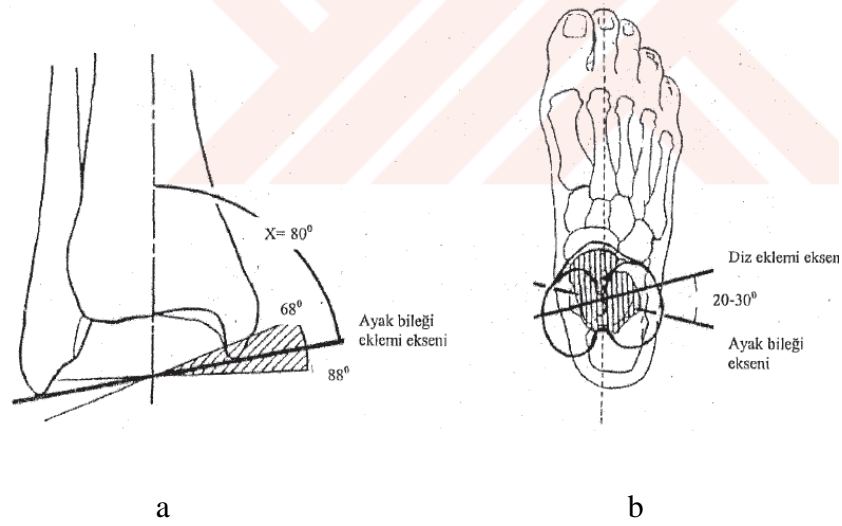
Şekil 2.5: Ayak bölümleri ve kemikleri [5]

2.9. İnsan Ayak Biyomekaniği

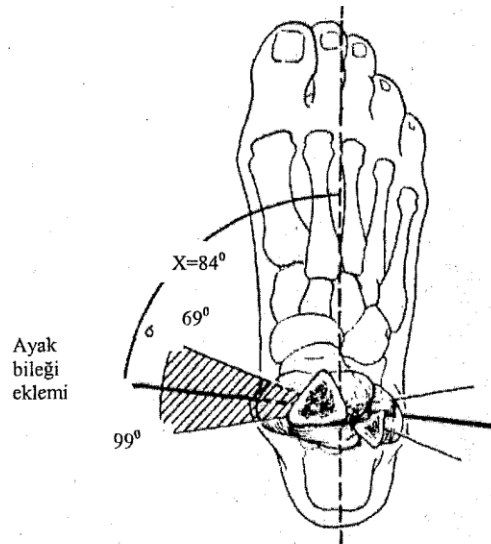
Vücuda gelen kuvvetlerin sönümlenme mekanizmasını, ayak fonksiyonlarını, ayak rahatsızlıklarını yada ayak biyomekaniğini değerlendirmeden ayakta meydana gelen rahatsızlıkları veya hasarları tedavi etmek mümkün değildir [6].

Ayak bileği eksenini; ayak eklemi her iki tarafındaki kemik çıkıntıları olan malleolün distal uçlarından geçen ve birer parmağımızı malleollerin üzerine koyarak kolayca eksenini bulabileceğimiz bir yapıya sahiptir. Ayak bileği dönme eksenini, yanal düzlemde duruş ve dışa, ön düzlemde aşağı ve dışa doğrudur. Tibia'nın uzun eksenini ile ayak bileği eksenini arasında yaklaşık 80°'lik bir açı vardır. Bu açı Şekil 2.6.a' da görüldüğü gibi 68°-88° arasında değişir. Yine Şekil 2.6.b'de ayağın transvers eksenini ile diz eksenini arasında 20°-30° arasında eksternal rotasyon yönünde

bir açı bulunduğu görülmektedir[7]. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi ayağın longitudinal eksenini 2. ve 3. ayak parmaklarının arasından geçer ve ayak bileği ekleminin eksenini arasında 6° ’lik içe dönme yönünde bir açı yapar[7].

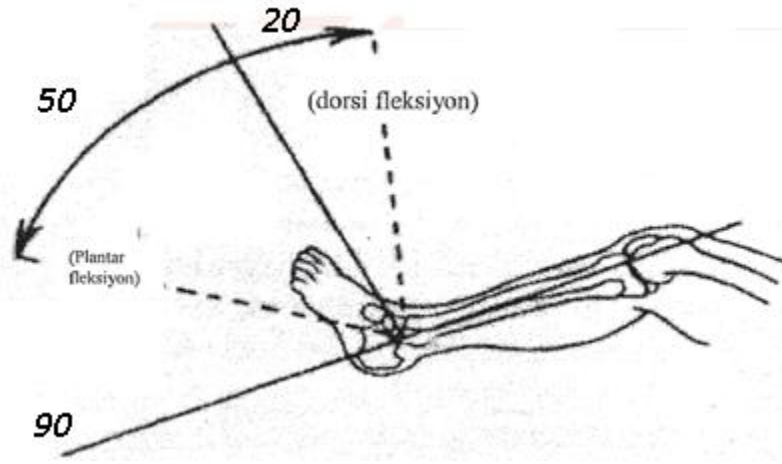


Şekil 2.6: a) Tibia eksenini ile ayak bileği eklem eksenini arasındaki açı, b) Ayak, ayak bileği ile diz eksenleri arasındaki ilişki [7]

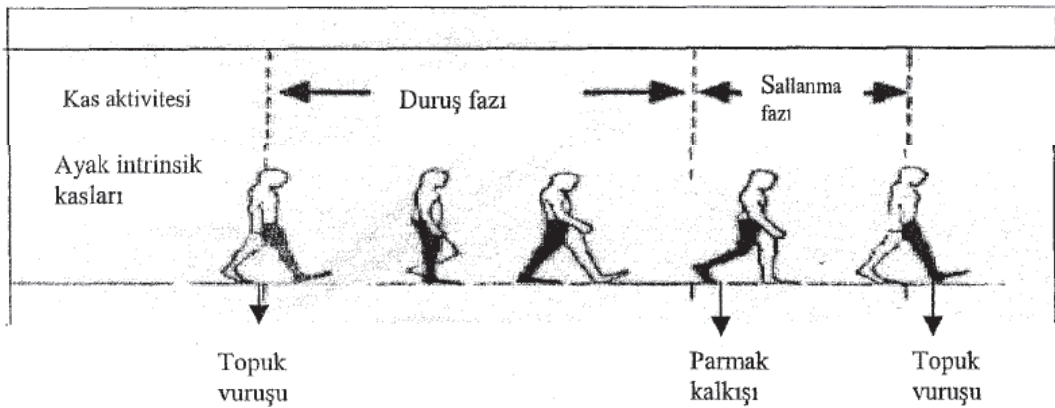


Şekil 2.7 Ayak bileği eksenini ile ayağın boylamasına eksenini arasındaki ilişki [8]

Ayak bileği ekleminde dönme ve esmene hareketleri ile kayma hareketi meydana gelir. Kişiden kişiye değişiklik göstermekle beraber, Şekil 2.8’de görüldüğü gibi yaklaşık olarak 20° açıda kayma ve ön planda 50° esneme hareketi söz konusudur. Şekil 2.9’da gösterilen yürüme döngüsünün topuk teması fazından başlayarak tüm yürüme döngüsünün yaklaşık %15’lik bölümünde esneme bundan (fleksiyon) sonraki %40’lık bölümde ise kayma hareketi ile kalan %45’lik yürüme döngüsü bölümünde tekrar esneme (fleksiyon) hareketi söz konusudur [8].

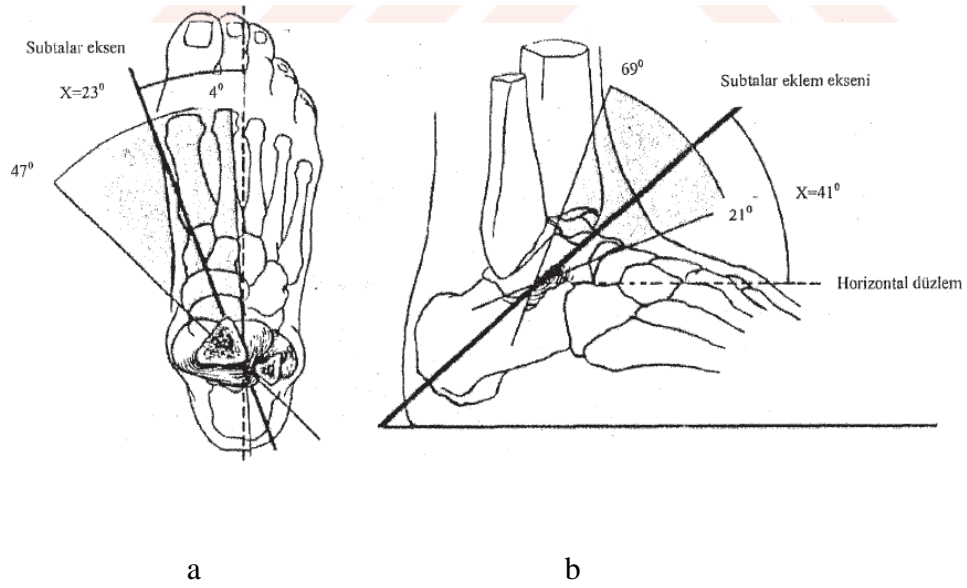


Şekil 2.8: Ayak bileği ekleminde meydana gelen hareket aralıkları [8]



Şekil 2.9: Normal yürüyüş esnasında ayak ve bacak kaslarının fizik aktiviteleri [7]

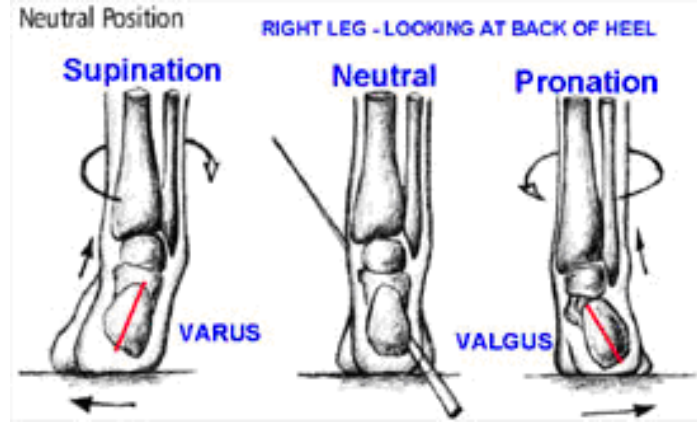
Şekil 2.10.a'da gösterilen subtalar eklem döne eksenine subtalar eksen denilmektedir. Bu eksen, transvers eksenin iç tarafı (medial) ile dış (lateral) kısmı arasından geçer ve ayağın orta hattı ile 23°'lik açı yapar. Bu açı 4°- 47° arasında değişebilir. Subtalar eksen, Şekil 1.10 b'de gösterilen yatay (horizontal) eksenle 41°'lik bir açı yapar ve bu açı 21° ile 69° arasında değişebilir. Bu eksen hareket olduğu zaman, ayak bileğinin oblik bir menteşeye benzemesi söz konusudur [7].



Şekil 2.10: a) Subtalar eksen ile transvers düzlem, b) Subtalar eksen ile horizontal düzlem arasındaki açı [7]

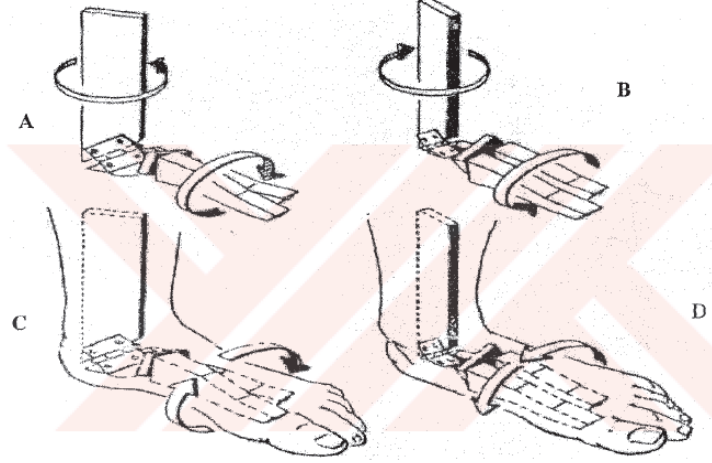
Subtalar ekleminde ayağı içe (inversiyon) ve dışa döndürme (eversion) hareketleri meydana gelir. Subtalar ekleminde yaklaşık 30° içe döndürme 10° dışa döndürme hareket kabiliyeti mevcuttur. Fakat bireyden bireye değişiklikler olabilir. Normal yürüyüş esnasında duruş fazında normal ayaklı bireylerde 8° , düztaban olanlarda 12° içe yönelme mevcuttur. Pes kavusu alan bireylerin subtalar eklem hareketinin daha az olduğu gözlenir. Normal yürüyüş esnasında; topuk vuruşundan parmak kalkışı sırasında içe yönelme sonra tekrar topuk vuruşuna geçerken dışa yönelme hareketi meydana gelir [7].

Subtalar eklemdaki ayağı dışa bükme (pronasyonla) birlikte, kalkaneokuboid ve talonavikular eklemlerin eksenleri paralelleşir ve orta ayak esnek hale gelir. Subtalar eklemden meydana gelen içe bükümle (supinasyon) esneme ise eksenler arasındaki bu paralellik bozar, orta tarsal eklem hareketliliği kısıtlar, ayakta stabiliteye neden olur. Eklemden meydana gelen supinasyon Şekil 2.11’de görülmektedir [8].



Şekil 2.11: Ayağın içe yönelme ve dışa yönelme hareketleri [8].

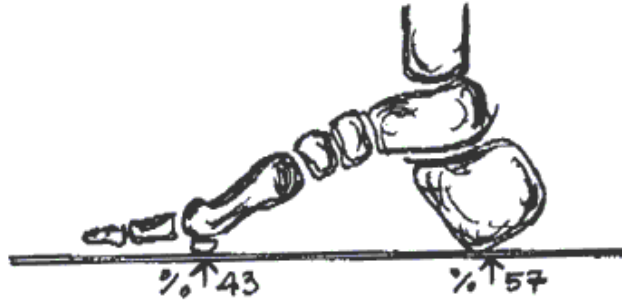
Ayağın medialinde navikula 3 kuneiform kemikle, 3 kuneiform kemik ise 1., 2., ve 3. metatarslar ile eklem oluşturur. Ayağın lateralinde ise 4. ve 5. metatarslar kuboid ile eklem oluşturur. Ayağın lateral kısmının depresyonu ve medial kenarın elevasyonu dolayısıyla ayağın dışa yönelmesine (inversiyonuna) neden olur. Bütün bunların sebebi bacağın eksternal rotasyonudur. Aynı şekilde ayağın lateral kısmının elevasyonu ve medial kenarın depresyonu dolayısıyla ayağın içe yönelmesine (eversiyonuna) neden olur. Bunun sebebi ise Şekil 2.12’de görüldüğü gibi bacağın içe doğru dönme hareketi yapmasıdır [7].



Şekil 2.12: Tibia rotasyonunun subtalar eklem vasıtasıyla ayağa aktarılma mekanizması [7]

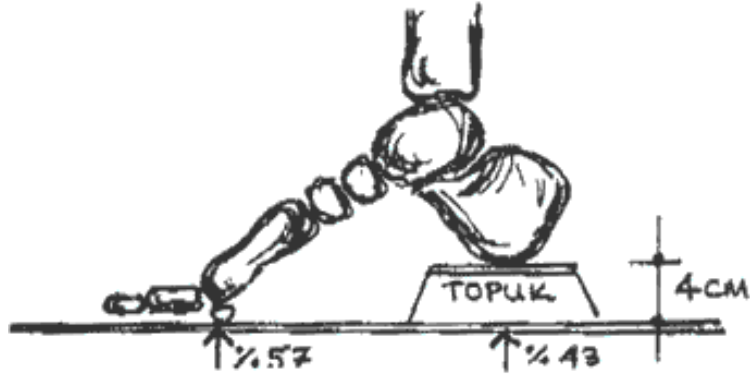
2.10. Vücut Yükünün Dağılımı

Bacakların taşıdığı vücut ağırlığı, ayaklar vasıtası ile yere intikal eder. Oyuk bir taş zemin üzerine, iki ayağımızı çıplak olarak, 10 cm aralıklarla basalım. Ayağımızın her noktasının yere aynı şiddetle basmadığını belli noktaların zemin ile daha çok temasta olduğunu hissederiz. Bu noktalar vücut yükünün yere intikal ettiği noktalardır. Bu deneyden sonra, yük dağılımını rakamlar ile belirtilir. Çıplak bir ayakta, bacadan gelen yükün % 57'si topuk merkezinde, %43'ü metatarsların başlarındandır. Şekil 2.13'de gösterildiği gibi bacadan gelen yük P, topuk merkezi yükü T, metatars başları yükü ise $T=0.57 P$, $M=0.43 P$ olarak tanımlanır [10].



Şekil 2.13: Vücut yükünün dağılımı.[10]

Ayakkabı giyildiğinde, vücut yükünün dağılımı topuk yüksekliğine göre değişir. Topuk yüksekliği 2 cm ise $T=0.50P$, $M=0.50P$, $M=T$ 'dir. Şekil 2.14'de görüldüğü gibi topuk yüksekliği 4 cm olduğu zaman $T=0.43P$, $M=0.57P$, M,P ' den büyük olur. Topuk yüksekliği 6 cm olduğunda ise $T=0.25P$, $M=0.75P$ olur. Eğer topuk yüksekliği 6 cm' den daha fazla ise , $T=0.10P$, $M=0.90P$ ' dir.

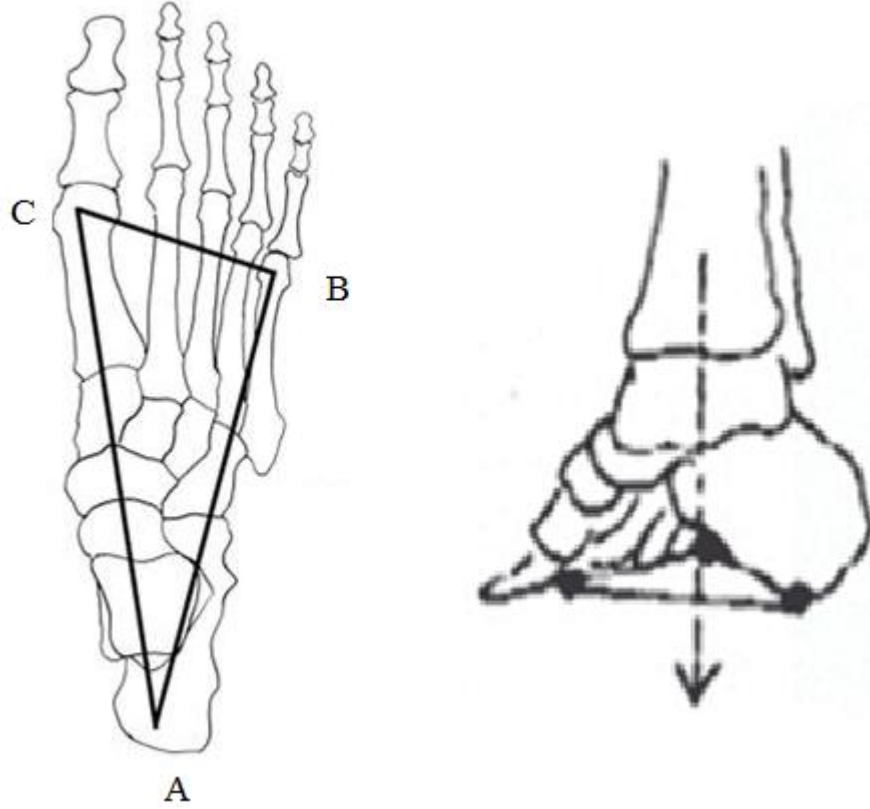


Şekil 2.14: Vücut yükünün dağılımı [10]

2.10.1. Vücut yükünün ayak tabanında dağılımı

Topuk temas noktası, topuk çapının orta noktası olarak ifade edilir. Ayak uç kemikleri (metatars) üzerindeki yük ise, 1. ve 5. ayak kemiklerinin (metatarsların) uç kısımları ve eklem bağlantı yüzeylerinde yoğunlaşmaktadır.

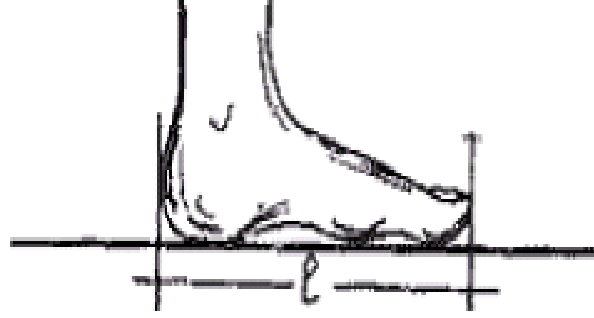
Şekil 2.15’de gösterilen, birinci metatars başı, beşinci metatars başı ve topuk merkezini birleştiren a, b ve c noktalar arasındaki doğrular denge üçgeni olarak bilinir.



Şekil 2.15: Denge Üçgeni [9]

Ayak uzunluğu ise en uzun olan parmağın uç noktası ile topuk arka noktası arasındaki mesafedir. Bu mesafe yüklenme durumunda daha fazladır. Dolayısıyla ayak ölçüsü, ayaktayken alınmalıdır. Şekil 2.16.a’da ayak uzunluğu, l ile gösterilmektedir. Şekil 2.17’de gösterilen ayağın genişliği, pratikte "tarak" denilen

ayak genişliği, 1. metatars başı ile 5. metatars başı hizasından geçen elipsin çevresidir [10].



Şekil 2.16: Ayak uzunluğunun gösterimi [10]



Şekil 2.17: Ayak genişliği [10]

Ayağın numarası tabir edilen ölçü için genellikle Fransız Pontu'nu kullanılmaktadır. Ayağın uzunluğu için, Fransız Pontu, genişliği için metrik sistem kullanılır. Ortopedik ayakkabı için ölçü alınırken, şekil 2.17' de gösterildiği gibi tarak ölçüsüne ilaveten, tars ve bilek kısmının çevresinin de ölçüsünü almak gerekir [10].

2.10.2. Yükün taşınmasında ayağın faktörü

İnsan ayağının ayakta duruş pozisyonunda yükseklik ve uzunluk oranı sabit ve ayağın yere temas etmediği durumuna göre oldukça farklıdır. Ayakkabı boyut oranı olarak hem sabit hem de ağırlık taşıyan ayağa uymalıdır. Ayağın yüklenmesinde genel olarak bilindiği ve testlerde gösterildiği gibi ayak sadece ileriye doğru değil, arkaya doğru genişler. Biz bütün gerilmelerin ileriye doğru olduğunu varsayarsanız fakat topuğun basıncından dolayı geriye doğru gerilme oluşur. Ayağın ön temas noktası yük bindiğinde genişler. Ayağın üst kısmında ve bileğinde daha fazla hacim genişlemesi olur. Topuk genişler kemer daralır. Böylece sadece boyut ve ende bir değişme değil aynı zamanda şekil ve hacimde ve bölgesel oranlarda bir değişme olur. Bu değişimler doğal, gevşek hareketlerdir. Bunlar vücut ağırlığı ve ayakların üstündeki basıncı içerir [10].

2.10.3. Yük ağırlık taşıma noktaları

Ayaktaki güç taşıma merkezleri üç ayrı bölgededir. Bunlar, topuk, büyük parmak eklemlerinin altı ve ön temas noktası ekleminin dış bölümü. Bu bölge açık bir üç ayak oluşturur. Testler ağırlığın %40'ının ayağın arka tarafında (topuk) yaklaşık %40'ının ayak ön temas noktasında ve %20'sinin de ayağın dış kenarında beşinci metatarsal kemik civarında olduğunu gösterir. Ancak bu ideal duruştaki ağırlık dağılımıdır. Yani dik bir şekilde ayakta dururken ağırlık iki ayak arasında eşit bir şekilde dağılmış ve dengelenmişken. Ama çoğu insan doğru konumda bir yada birkaç dakika nadiren kalır. Duruş (postür) genellikle arkaya, öne veya yana eğilir. Vücut ağırlığı ayak üzerinde sürekli değişir. Mesela birkaç dakika için topukta vücut ağırlığının %80'i ayağın ön temas noktasında %20'si veya tam tersi olabilir [10].

Ortalama bir ya da iki dakikadan sonra ayaktaki insan ağırlığını bir ayaktan diğerine değiştirmeye başlar. Diğer ayak dinlenirken süratle ağırlık bir ayak üzerine verilir. Bu zamanda ağırlık sadece ayağın ön temas noktasına değil aynı zamanda ayağın ortasına, dış ve iç arka tarafa geçişerek dağılır. Vücuttaki değişiklikler ve ağırlığın

dağılımı ayağın hacminde, şeklinde ve oranlarında anlık değişiklikler yapar. Mesela ağırlık doğuştan iki ayakta eşitse ayağın ön temas noktaları üzerinde belirli bir miktar gerilme eşit olacaktır. Ama ağırlık tek ayak üzerine oluşursa ayağın ön temas noktasında ağırlığı taşıyan ayakta gerilme artacaktır [10].

Ayakkabının şekli ve taban tasarımı ayak üzerindeki ağırlığı nispeten etkileyebilir. Örnek vermek gerekirse yüksek topuklu ayaktaki bir kadında ağırlığın %80'i veya daha fazlası ayağın ön temas noktasında veya civarındaki yayılmadan daha fazlasıyla ağırlık yapar [10].

2.10.4. Ayakta meydana gelen gerilmeler

Aynur [2006] çalışmasına göre, ayaktaki yük taşıma sırasında meydana gelen gerilmeler şöyle tanımlanmıştır. Gerilme miktarı ortalama bir yetişkin için ayağın 1/6 ve 1/3 inç arasındadır yada 1 yarımından 1 tam ayak miktarı kadar olabilir bununla beraber tam gerilme kapsamının ortalamaları 1/6 ve 2/3 inç arasındadır. Ayağın ön temas noktasındaki genişleme ortalaması 1/4 inç yada 1 tam ayak genişliğindedir. Ama bu bireyler arasında değişiklikler gösterir. Topuktaki kapsamı 1/8 ve 5/8 arasındadır. Ortalama genişleme ya da yayılma 1/8 inçtir. Kapsamı 1/2 inç kadar yükselse bile testteki bulgulara göre önemli olan hemen hemen bütün insanların her iki ayağı da yük altındayken aynı oranda gerilmez ya da yayılmaz. Örneğin sol ayak uzunluğu 1/8 sağ ayak 1 inçin 1/8 oranında artabilir ayağın ön temas noktasının eni sol ayakta 1/4 inç ve sağ ayakta 1/2 inç genişleyebilir bu yüzden her iki ayağın da ölçülmesinin kuralı çok geçerlidir. Bu hangi ayağın daha büyük ve daha geniş ve ne kadar olduğunu açık ve seçik olarak belirler profesyonel ayakkabı yapımı bir adım daha ileriye gitmiştir. İmalatçı müşterinin her iki ayağında hem otururken hem de ayaktayken ölçer. Bu hangi ayağın geniş veya dar olduğunu meydana çıkarır ama aynı zamanda ağırlık verildiğinde uzunluk ve genişlikteki büyümeyi ortaya çıkarır. Bu kısa veya dar ayağın ayakkabı içinde ne kadar oynayacağını doğru şekilde ayarlamaya da olanaklı kılar. Bu kalıplamada daha iyi bir yargıya varmamızı sağlar ve ne kadar ayar yapmanın gerekli olabileceği hakkında belirtiler verir [10].

2.10.5. Ayak dengesi

Bu ağırlık ve gerilme ayakta nasıl dağıldığı üzerinde önemli bir etki doğurur. Birçok insan ayak dengesizliğine sahip olup bu derece veya şiddet olarak değişir. Bu bazı ayakların veya yanlış duruşun sonucu olarak ağırlığın ve basıncın ayaktaki dağılımının normal motifinde değişmeler olduğu anlamına gelir. Bu dönüşüm ayakkabının dökümünü basmasını ve giyimini etkiler ve ayrıca giyilince ayak kabının şeklinde nasıl olduğunu gösterir. Bazı zamanlar ayağın iç temas noktasına aşırı ağırlık yükler bu eski ayakkabının giyim motifini incelenerek bulunabilir. Genelde tabanda o noktadaki görülebilen bir genişleme vardır. Bu o alanın aşırı giyiş yükü tuttuğu diğer alanların paylarına düşen ağırlığı taşımadığını gösterir. Böyle ayaklarda genelde bazı rahatsızlıklar olur ve daha ciddi bozukluklar oluşur. Tıbbi bakım genellikle ortopedik araçların kullanılmasıyla bu rahatsızlıklar düzeltilebilir. Ağırlık ve basınç rahatsızlıkları bacak uzunluğundan etkilenebilir. Bazı insanların genellikle bir bacağı diğerinden kısadır. Bu yürümede görülecek kadar değildir. Bununla birlikte uzun bacağın ayağı ağırlığın yükünü daha fazla oranda taşıma eğilimindedir. Yine bu eskimiş ayakkabı tabanlarının incelenmesi ile açığa çıkarılabilir [10].

Ayakkabılar ayak dengesinden de etkilenebilir. Genellikle yüksek topuklu ayakkabıların giyilmesinden etkilenilir. Burada ayağın ön kısmı ağırlığın yükünü aşırı derecede taşır. Bu normal bir ayaktaki basınç noktalarının değişmesine yol açar. Bütün vücut ağırlığı ya da kütlesini de ayaklar sadece %2'lik bir kısmın oluşturur. Fakat %98'lik kısmının dengede tutulmasının devamı için vücudun dik bir şekilde dengede tutulmasını sağlar [10].

2.11. Tabanlık Kullanımı

İnsan ayak yapısı, yürüme mekaniğinin gerektirdiği tüm yük dağılım özelliklerine sahiptir. Ancak ayak yapısında herhangi bir problemten dolayı yük dağıtma işlevi bozulursa bu ayakta ağrı ve yürüme sorunları oluşturur [10].

Ayakta oluşmuş problemler esnek ve sert deformiteler olarak ikiye ayrılır. Ayak çok azda olsa deforme olma kabiliyeti sahipse bu deformite tipine esnek deformite olarak adlandırılmaktadır ve bu esnek deformiteler düzeltilebilme özelliği taşımaktadır. Ancak sert deformitelerde durum yerleşmiştir ve ayaktaki şekil farklılığı kalıcıdır [10].

Tabanlıklar ayakta yük dağılımının tekrardan normale dönmesi için kullanılan ayakkabı içi araçlardır. Deformitenin sert ve esnek olmasına göre tabanlıklarda çeşitli derecelerde sert ve yumuşak (esnek) olabilirler [10].

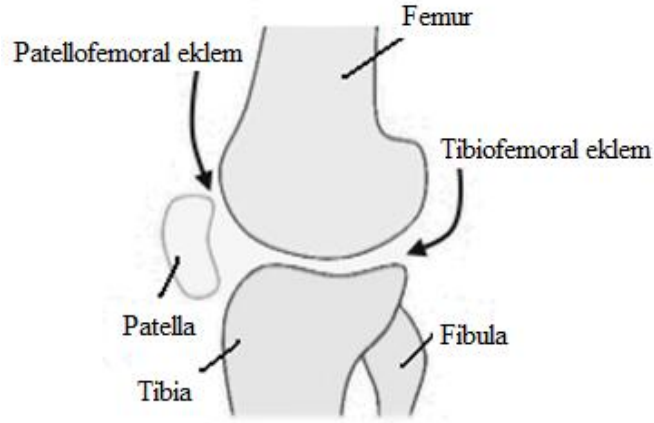
Esnek deformitelerde tabanlıklar ayakta gelişmekte olan sorunu ayağın normal anatomik yapısını yeniden sağlayarak düzeltir. Ancak sert deformitelerde bu düzeltmeyi yapmak mümkün olmadığı için tabanlıklar yük dağılımını değiştirerek sorunu ortadan kaldırmayı hedefler. Yumuşak deformitelerde tabanlıklar nispeten sert olup ayağı desteklerken, sert deformitelerde tabanlıklar nispeten yumuşak olup yaylanma fonksiyonu sağlamaya çalışırlar. Farklı şekil ve yapılarıdaki tabanlıklara örnek Şekil 2.18'de verilmiştir [10]. Şekil 2.18'de görüldüğü gibi, sadece topuk bölgesinde kullanılan tabanlıklar olduğu gibi, tüm ayak tabanı için uygun tasarlanmış tabanlık geometrileri mevcuttur. Her bir tabanlık topuk dikenini tedavisi gibi özel amaçlar yada tüm ayak tabanı için farklı tedavi yada düzeltme amaçları için kullanılmaktadır.



Şekil 2.18: Çeşitli ayak tabanlıkları

2.12. Diz Eklemi Yapısı

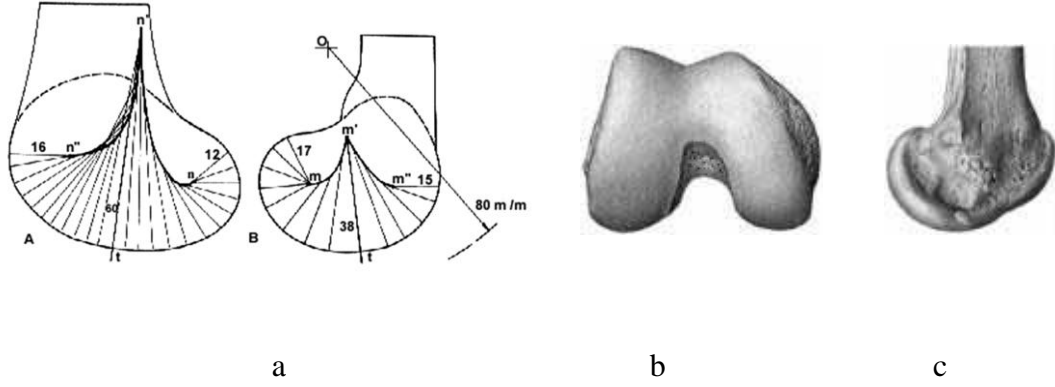
Diz eklemi, asıl olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine olanak veren menteşe tipi bir eklemdir. Eklemde stabilitesi, statik ve dinamik yapılar tarafından sağlanır. Statik yapılar kemik ve bağlardan, dinamik yapılar kas ve tendonlardan oluşmuştur. Diz eklemi insan vücudunun sinovyal boşluk hacmi ve eklem kıkırdağı alanı açısından en büyük eklemdir. Ayrıca, aynı sinovyal boşluğu paylaşan ve Şekil 2.19’de gösterilen tibia ve femur kemiğinin birbirine hareketine yardımcı olan tibio-femoral ve diz kapağının femur üzerinde kayma hareketine olanak sağlayan patella-femoral eklemlerden oluşmuştur. Bu özellikleri nedeni ile diartrodial ve sinovyal eklem gurubuna girer. Her ne kadar bu iki eklem aynı sinovyal boşluğu paylaşıyor olsalar da özellikleri açısından iki farklı eklem olarak kabul edilirler [11].



Şekil 2.19: Diz eklemi sinovyal boşluğu ve bağlantı yüzeyleri [11].

2.13. Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi, Şekil 2.20'de gösterilen femur kondillerinden geçen dairesel bir eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketine izin verecek yapıdadır. Kondillerin sagittal kesit eksenine göre kesitleri Şekil 2.20 a'da, önden görünüşü Şekil 2.20 b'de ve yandan görünüşü Şekil 2.20 c'de gösterilmiştir. 30° fleksiyonda bir miktar rotasyon ile birlikte içe ve dışa kayma (abdüksiyon ve addüksiyon) yapabilir. Aşırı yüklenme ve darbe neticesinde diz eklemi, aşırı öteleme, dönme ve burkulma hareketlerinin tümüne cevap verebilecek stabilite ve esnekliğe sahiptir. Aktif olarak hareket halinde iken kolaylıkla diz ekleminin hasara uğratılması söz konusu değildir. Bu özelliği ile diz eklemi, vücudun en dirençli yerlerinden biri olarak tanımlanmaktadır [12-14].



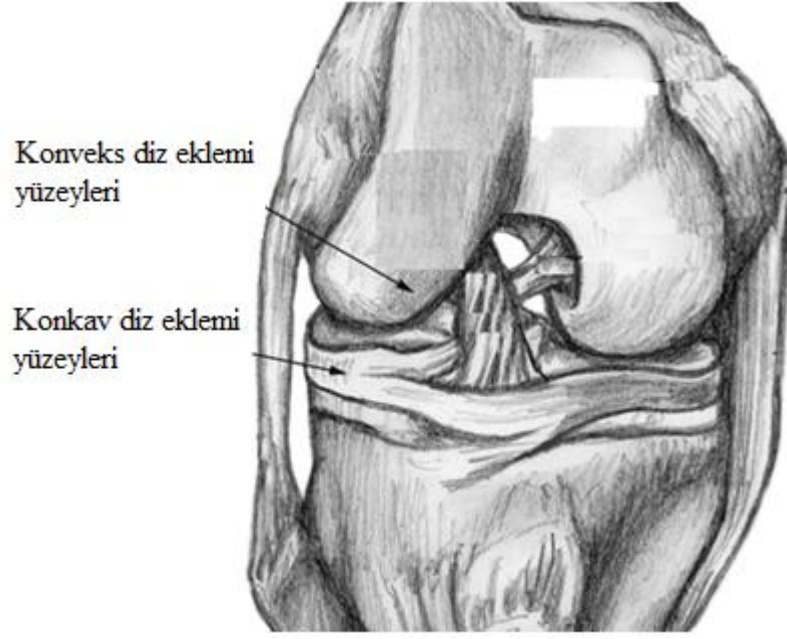
Şekil 2.20: Kondillerin ve transvers eksenin kesit ve görünüşleri [14]

Diz eklemi, kemik yapısı itibari ile konumunu muhafaza edememeye (instabiliteye) müsait olmasına karşın uygun fonksiyon ve konum muhafazası (stabilitesi) medial ve lateral yan bağlar, çapraz bağlar ve çevre kas dokusu ile sağlanır. Kemik yapı, menüsküsler ve bağlar durağan (statik) bir stabilite sağlarken, çevre kaslar, hareket halindeki (dinamik) bir stabiliteyi sağlamaktadır. Diz eklemine anatomisi 2 (iki) ana konuda değerlendirilebilir [12-14];

- a) Kemik yapılar
- b) Kemik dışı ve eklem içi yapılar

2.13.1. Kemik yapılar

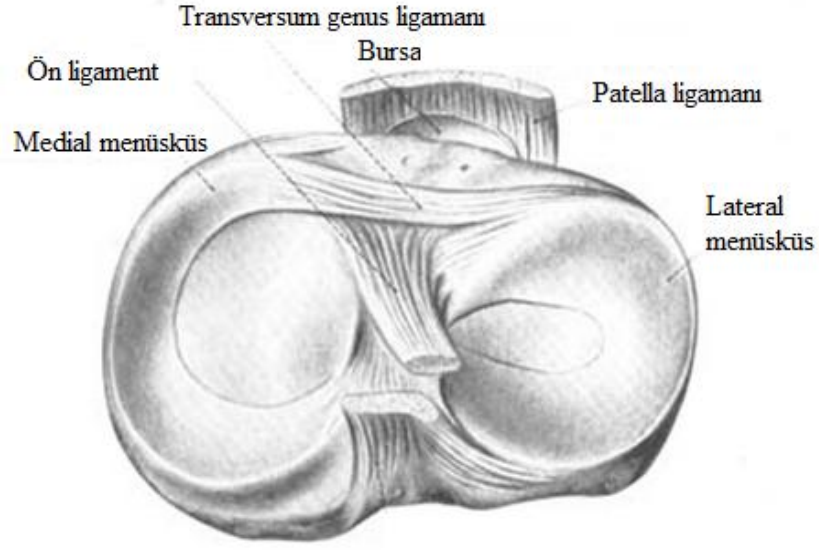
Diz eklemine konveks yüzü femur kondillerine, konkav yüzü tibiannın üst ucuna aittir. Şekil 2.21’te konveks ve konkav diz eklemi yüzeyleri gösterilmiştir [12-15].



Şekil 2.21: Konveks ve konkav diz eklemi yüzeyleri [15].

Femur kondillerinin ön yüzleri oval arka yüzleri ise küreseldir (Şekil 2.22). Ön yüzlerinin oval olması ekstansiyonda stabiliteyi güçlendirirken, arka yüzlerin küresel olması fleksiyonda geniş hareket açıklığı sağlamaktadır. Sagittal planda kondillerin eksantrik yerleşmesi “mil desteği” denilen mekanizmayı oluşturmaktadır böylece ekstansiyonda kollateral ligamanların gerginliği artarken fleksiyonda da azalmaktadır. İki kondil arasında patellanın kaydığı oluğa “troklea” denir. Bu oluk her iki yanında bulunan lateralde daha geniş ve yüksek olmaktadır. Kondillerin arasında arkasında interkondiller çentik vardır. Şekil 2.22’de gösterilen menüsküsler ile ön ve arka çapraz bağlar buraya yapışır [12-16].

Tibial eklem yüzeyi, medial ve lateral tibia platosu ile bunları birbirinden ayıran eminensiya interkondillaristen oluşur. Yükün daha fazla taşındığı medial tibia platosu daha büyük ve düzleme yakındır. Lateral tibia platosu ise hafif konkavdır. Tibia platoları postura doğru yaklaşık 7-10°’lik bir eğim vardır [12-14].



Şekil 2.22: Menüsküs ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi [16]

Patella, ekstansör mekanizma içerisinde yer alan yaklaşık olarak üçgen formunda olan insan vücudunun en büyük eliptik geometrik kemiğidir. Kuadriceps kasının kaldıraç kolunu uzatarak ekstansör mekanizmayı güçlendirir. Patellar eklem yüzeyi, dikey çıkıntı ile medial ve lateral kapsüllerle iç ve dış olmak üzere ikiye ayrılmıştır [12-14].

Medial eklem yüzeyi daha küçük ve konveks bir yapıdadır. Patellanın yedi temas yüzeyi vardır. İç ve dış eklem yüzeylerinin her biri yaklaşık olarak eşit olarak üç bölüme ayrılmıştır. Lateral yüzey alanı patellanın hemen hemen 2/3'ünün oluşturur. Patellanın beş temas yüzeyi olup hiçbir zaman hepsi birden femur ile temas durumunda olmamaktadır. Diz 90° fleksiyonda iken, patella ilk olarak femoral oluk ile bununla beraber fleksiyon arttığında iç ve dış eklem yüzeyleri femoral kondillerle ayrı ayrı eklemleşir. Tam fleksiyonda basınç iç eklem yüzeyinde daha çok olmaktadır [12-14].

Eklem yüzeyi teması dizin fleksiyonu ile değişir ve maksimum temas diz 45° fleksiyonda iken olur. Temas alanı hiçbir zaman patellanın 1/3'ünden fazla değildir. Patella 45° diz fleksiyonun üzerinde laterale açılarak internal (iç) rotasyona uğrar [12-14].

2.13.2. Kemik dışı yapılar

Femur kondilleri ile tibia platosu arasındaki uyumsuzluk fibrokartilaj yapıdaki menüsküsler aracılığıyla giderilmektedir. Menüsküsler tibial eklem yüzeyinin 2/3'lük periferik kısmını kaplarlar. Menüskülerin kesitleri üçgen şeklinde olup periferik kısmı kalındır. Proksimal yüzeyleri femur kondillerine uyacak şekilde konkav ve tibial yüzeyleri ise düzdür. Her iki menüsküsü anteriorda birbirine bağlayan “Ligamentum Transversum Genu” bulunur [17-18]. Şekil 2.22 üzerinde menüsküslerin tibial eklem üzerindeki durumu verilmiştir [12-16].

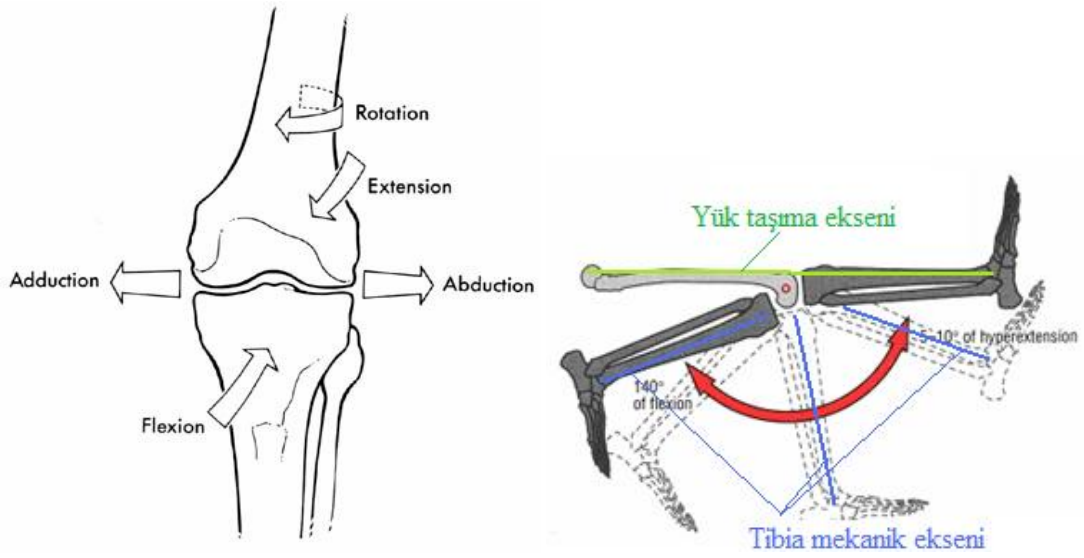
Lateral menüsküs medial menüsküse göre dairesel yapıdadır ve daha hareketlidir. Medial menüsküs yarı dairesel hilal yapıdadır ve orta hatta medial kollateral bağa yapışık olduğundan daha az hareketlidir. Medial menüsküs posteromedialde eklem kapsülü ve semimembranosus tendonu ile ilişkiindedir [17-18].

Menüsküsler eklem stabilitesine katkıda bulunurken yük taşıma alanını artırarak birim alana düşen yüklenmeyi azaltmaktadırlar. Eklem kayganlığının sağlanması, şok absorpsiyonu ve eklem kıkırdağının beslenmesi diğer fonksiyonlarıdır [15-16]. Menüsküslerin %30'luk periferik kısmı superior ve inferior geniküler arterlerin medial ve lateral dalları tarafından oluşturulan kapiller pleksustan beslenirken, merkezi kısım direkt eklem sıvısından beslenmektedir [17-18].

2.14. Diz Eklemi Biyomekaniği

Diz eklemine biyomekaniğini çözümlmek diz cerrahisi ve hareket analizi için büyük önem taşımaktadır. Gerek cerrahi operasyonlarda gerekse mekanik, kinematik veya yapısal analizlerinde hedef normal diz hareketlerine, normal diz biyomekaniğinin en yakın değerlerine, ulaşmaktır. Biyomekanik dengedeki herhangi bir bozukluk kendini dejenerasyon, yeniden yapılaşma yada yapısal bozuklukla gösterecektir [19-21].

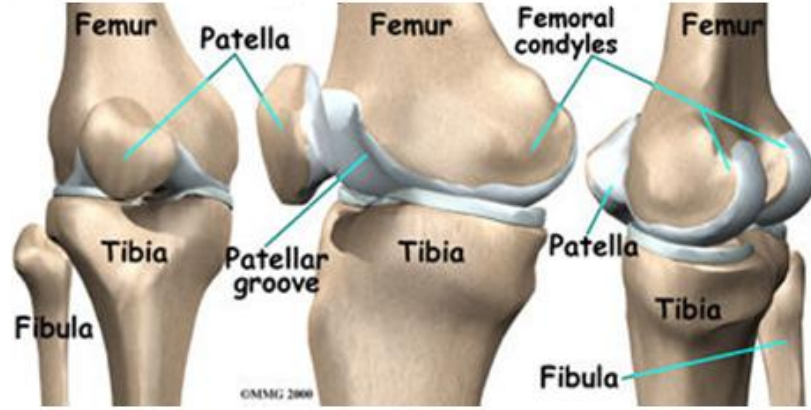
Şekil 2.23'de gösterildiği gibi diz eklemi menteşe tipi bir eklem olsa da üç ayrı planda ve çeşitli eksenlerde hareket eder. Diz, sagittal planda transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon yaparken, frontal planda içe doğru kayma abduksiyon ve dışa doğru kayma addüksiyon, medial-lateral (iç ve dış) planda ise iç ve dış rotasyon yapar [19-21]. Şekil 2.23 üzerinde diz eklemi üç eksende yaptığı hareket görülmektedir. Şekil 2.24 da ise diz eklemi oluşturan yapılar görülmektedir. Tablo 2.1' de farklı düzlemlerdeki diz eklemi hareketleri verilmiştir.



Şekil 2.23: Diz eklemi düzlemlerdeki hareketi [19-21].

Tablo 2. 1: Sagittal, transvers ve Koronal düzlemlerdeki diz eklemi hareketi [11]

	Sagittal	Transvers	Koronal
Fleksiyon - Ekstansiyon	✓		
İç rotasyon - Dış rotasyon		✓	
Abduksiyon - Adduksiyon			✓

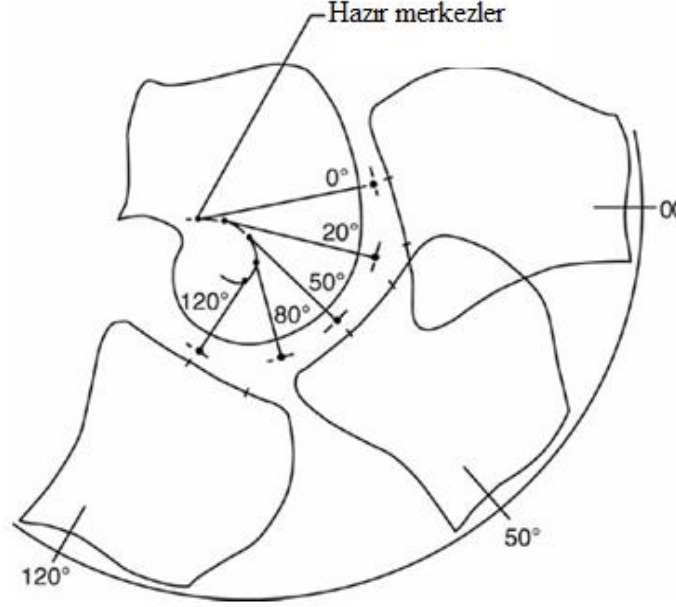


Şekil 2.24: Diz eklemine oluşturan yapılar [21-22].

2.15. Literatür Taraması

Sagittal düzlem diz eklemine fleksiyon ve ekstansiyon hareketini yaptığı düzlemdir. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir dönme merkezi etrafında olmayıp, değişkenlik gösterir. Fleksiyon-ekstansiyonun her kademesindeki bu değişken dönme merkezleri birleştirildiğinde 'J' tarzında bir eğri ortaya çıkar. Buna anlık hareket merkezi (instant center) adı verilir [23]. Şekil 2.25'de Gunston [24] tarafından tanımlanmış olan anlık dönme merkezi ve J şekli gösterilmiştir. Bu değişken dönme merkezi sayesinde, diz eklemine aktarılan yük her zaman diktir ki bu sayede bağlar üzerine aşırı yük gelmemiş olur. Değişkenlik gösteren bu hareket dizde, femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketleri şeklinde kendini gösterir. Diz aktif olarak 140°, pasif olarak 160° fleksiyon yapabilir. Kalça ekstansiyonda iken diz fleksiyonu 120°, kalça fleksiyonda iken 140° dir. Ayak sabit iken kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadardır. Diz eklemine ekstansiyon 5-10° hiperekstansiyon şeklindedir [20]. Normal dizde aktif 140°, pasif 160° fleksiyon hareket açıklığı vardır. Diz fleksiyon açısı, kalça ekstansiyon durumundayken 120° dolayında, kalça fleksiyonda iken 140° civarındadır. Ayak sabit iken kalça fleksiyona

getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadar olacaktır. Diz ekleminde ekstansiyon $5-10^\circ$ hiperekstansiyon şeklinde meydana gelmektedir.



Şekil 2.25: Anlık dönme merkezleri ve J şekli [14,24]

Şekil 2.25'de gösterilen diz eklemi anlık dönme merkezi açılına göre, normal yürüme için $0-75^\circ$ ve koşma hareketi için $0-90^\circ$ hareket açıklığı meydana gelmektedir. Bu değerler, normal yürüme için 63° , merdiven çıkmak için 83° , merdiven inmek için 90° ve sandalyeden doğrulabilmek için 93° olarak ifade edilmektedir [20]. Diz, mekanik açıdan birbirine zıt iki özelliği bir arada gerçekleştirir. Bunlardan biri tam ekstansiyonda sağlanan stabilizasyon ve her konum için durabilme yetisidir. Bu stabilite sayesinde diz vücut ağırlığı ve fizyolojik kaldıraç sistemi içerisindeki rolünden kaynaklanan gerilmelere karşı koyar [25]. Dizin diğer özelliği ise ön, arka ve yan düzlemlerde ortaya çıkan geniş hareket serbestliğidir. Belirli bir fleksiyon derecesinden sonra bu serbestlik daha da gözlemlenebilir hale gelir. Dizin birbiri ile çelişen, stabilite ve hareketlilik fonksiyonlarını gerçekleştirebilmesi “kinematik çatışma” olarak adlandırılmaktadır [20,25].

Dizin ikinci önemli hareketi dönmedir. Dönme, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak dönme kabiliyeti de artmaktadır. 90° fleksiyonda dönme kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90° dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle tekrar azalmaktadır. Tam ekstansiyonda tibia tüberküleri femur interkondiller oluğa oturduğundan rotasyon gözlenmez [17-18,25-26].

Dizin diğer bir hareketi olan abdüksiyon ve addüksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta, 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda abdüksiyon ve addüksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon miktarı ortalama 11° kadardır [17, 19, 20].

Bütün hareket derecelerinde menüsküsler fizyolojik yüklenmeler ile şekil değiştirme özelliği sayesinde eklem yüzeylerinin uyumunu sağlayarak eklem binen yüklerin optimum dağıtımını sağlar. Yük taşıma alanını artırarak eklem düzenine katkıda bulunur. Menüsküslerin çıkarıldığında dizin dönme düzeninin %14 oranında bozulduğu bildirilmiştir [19-25].

Çeşitli pozisyon ve aktiviteler sırasında diz eklemine etki eden kuvvetler farklıdır. Diz eklemine tibiofemoral eklem özellikle kompresyona neden olacak yükleri taşıırken, patellofemoral eklem kuadriseps kuvvetinin tibiaya aktırılmasında ekstansör mekanizma içinde rol alır. Her iki ayak üzerinde duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43'ünü taşır. Tek ayak üzerinde durulduğunda ise dengeyi sağlamak için lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır [25,27,28].

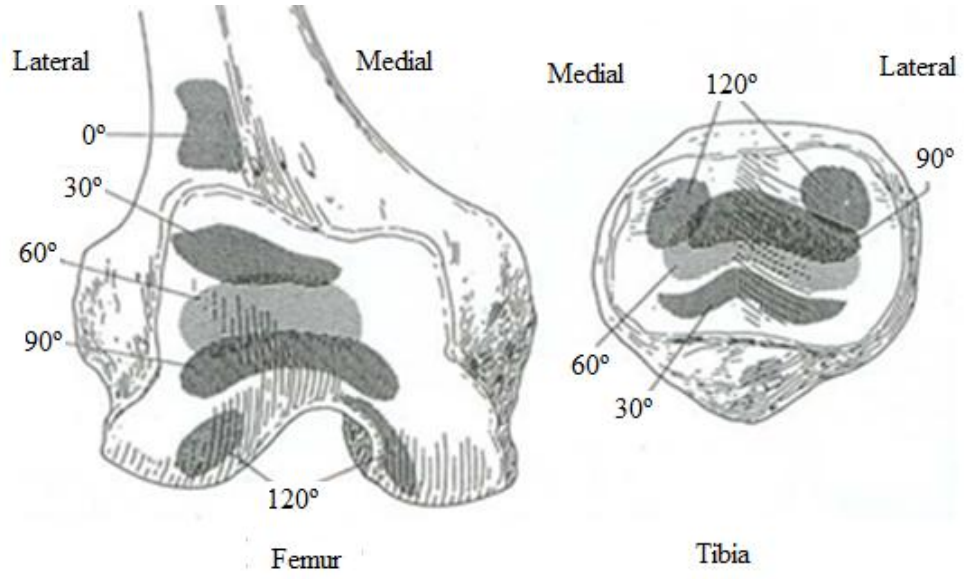
Yürüme esnasında tibiofemoral eklem iki yük biner. Bunlar yürümenin basma (stance) fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım (swing) fazında bacağı kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ile beş katı yük biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Yürüme esnasında dize gelen yükler 1300-3500 Newton(N) arasındadır [19].

Dize binen fonksiyonel yükün yön ve büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir yön ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumda, çapraz ve kollateral bağlarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağlar. Dizin anlık merkezi dik olduğu durumdan dışarı düşerse eklemden mekanik desteği sağlayan bağlara gereğinden çok yük biner [26-29].

Yer tepki kuvvetlerinin dış ve iç bileşenleri dizde varus ve valgus momentlerine yol açar. Diz bu varus valgus momentlerine üç mekanizma ile karşı koyar. Bunlar eklem temas yüzeyine binen yükün yeniden dağılımı, eklem temas yüzeyinin kompresyonla genişlemesi ve bağlara aşırı yük binmesidir [21].

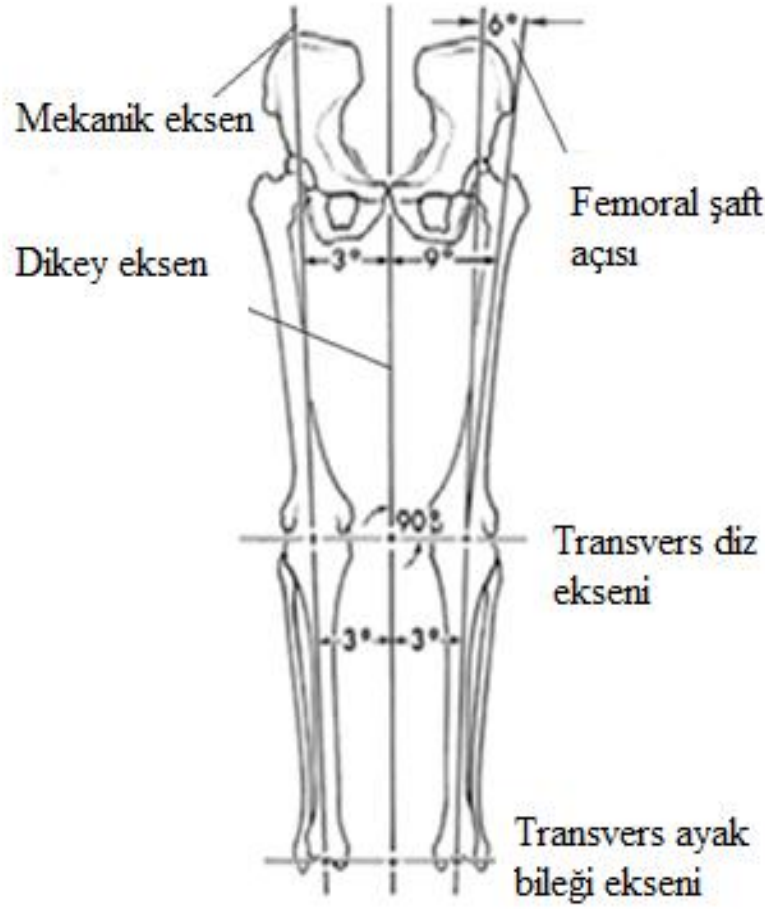
Yürüme esnasında vücut ağırlığının 1/3'ü, merdiven çıkarken vücut ağırlığının 2.5 katı ve merdiven inerken vücut ağırlığının 3.5 katı kuvvet etki eder. Fleksiyonun artması ile bu baskılayıcı kuvvetler de artar. 60°-90° arasında baskılayıcı kuvvetler maksimum iken, ekstansiyonda patella eklem yüzüne gelen kuvvet en azdır [17,20].

Aglietti ve arkadaşları [29] diz fleksiyonu esnasında patellanın troklea ile ilişkisi incelemişlerdir. Patellanın inferior eklem yüzeyi, ilk olarak 20° fleksiyonda troklea ile temas eder. Patellanın orta eklem yüzeyi 60° fleksiyonda ve süperior eklem yüzeyi 90° fleksiyonda troklea ile temas eder. 120° üzerindeki fleksiyonda, kuadriiceps tendonu troklea üzerinde kayar ve patella sadece medial ve lateral fasetleri ile femur kondillerine temas eder [20]. Şekil 2.26'da bu temas noktaları açılmal konumlara göre femur ve tibia üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 2.26: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi [20]

Dizin tüm bu fizyolojik yüklenmelerden kaynaklanan streslere karşı koyabilmesi için alt ekstremitenin referans dizilimde olması gerekmektedir. Alt ekstremitte referans mekanik eksen, ayakta duran bir kişide femur başı merkezinden ve talusun üst tepesinin merkezinden geçer. Şekil 2.27' de bu merkezler görülmektedir. Bu aks diz ekleminin merkezinden geçer [20].



Şekil 2.27: Alt ekstremitte anatomik ve mekanik eksenleri [20]

Paley [29], mekanik eksenin eklem merkezinin 8 ± 1 mm medialinden geçtiğini belirtir. Mekanik eksen (yük taşıma eksen) vücut ağırlık merkezinden geçen dikey eksene göre 3° valgustadır [20].

Femur anatomik eksen (femoral shaft eksen), fossa piriformis ile diz eklemi merkezinden geçen eksendir Mekanik eksen, femur anatomik aksına göre 5° - 9° (ortalama 7°) valgustadır. Femur anatomik eksen ile dikey eksen arasında da 9° açı vardır [16].

Mekanik eksen (yük taşıma eksen), femur başı merkezinden diz eklemi merkezine ya da hemen lateral (dış) bölgesine oradan da ayak bilek eklemi ortasına uzanan bir doğrultuda ortaya çıkmaktadır. Dikey (vertikal) eksen ise ayakta duran kişide

simfisis pubisin tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90°lik açı yapan bir eksen olarak ifade edilmektedir. Anatomik eksen ise femurda ve tibiada şaftın ortasından geçen eksenidir [14].

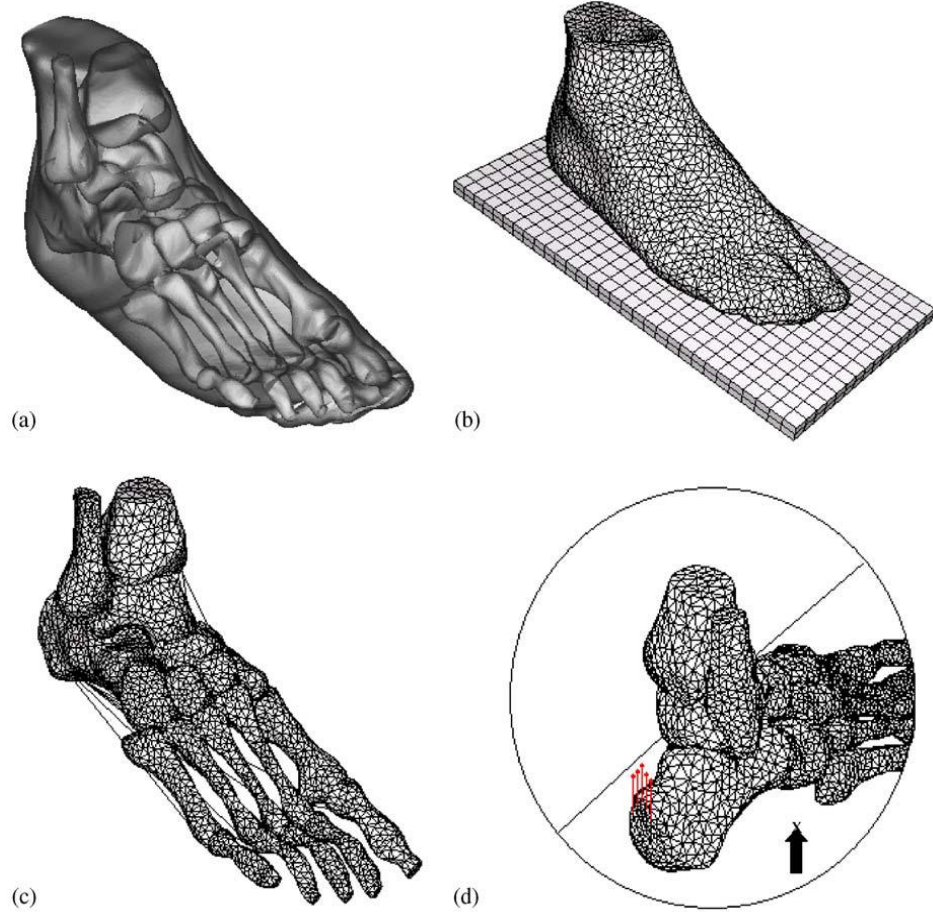
Frontal planda femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile mekanik eksen arasındaki açıya mekanik lateral distal femoral açı denir [25]. Şekil 2.27 üzerinde bu açı ve konumu gösterilmiştir. Tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya anatomik medial proksimal tibial açı denir [25]. LDFA değeri $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$ ve MPTA normal değeri $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$ arasındadır. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açı eklem çizgisi konverjans açısıdır ve normal değeri $0-2^{\circ}$ dir [31].

Kerrigan ve ark. Varus hastalarının tabanlık kullanılarak yürüme analizlerindeki etkilerini 5 koşul altında incelemişlerdir. Bunlar, kendi ayakkabıları ile, kendi ayakkabıları olmadan 3.175mm kalınlığında lateral kamalı tabanlık, kendi ayakkabıları ve 5° lik lateral kamalı tabanlık kullanılarak, kendi ayakkabıları ve 5mm'lik lateral kamalı tabanlık kullanılarak, kendi ayakkabıları ve 10mm'lik lateral kamalı tabanlık kullanılarak hastalar 10m'lik yürüme parkurunda yürütülerek hastaların varus deformite bozukluğuna göre gerilmenin azaldığı gözlenmiştir [32] .

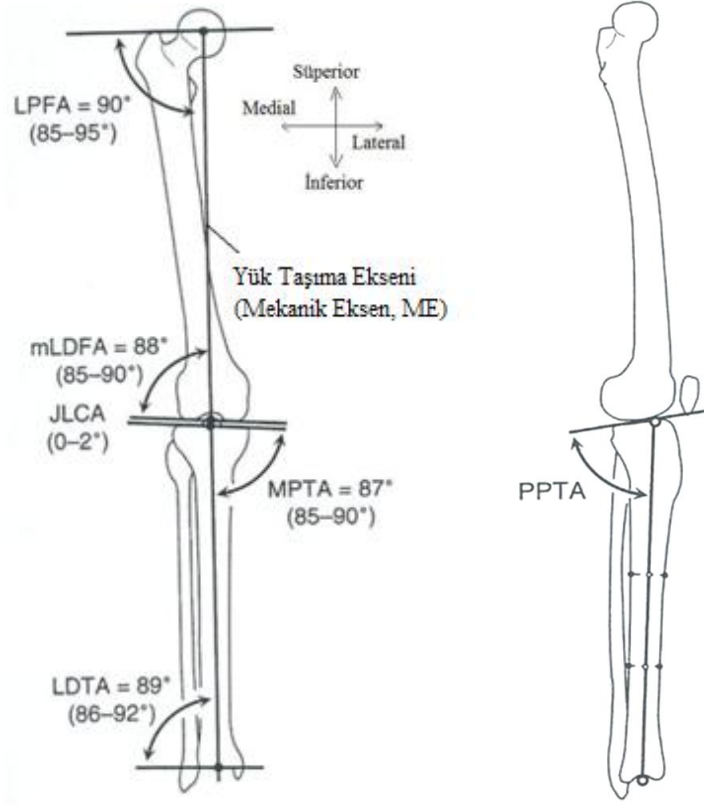
Cremschaw ve ark. lateral kamalı tabanlığın yürüme esnasındaki kinematik sonuçlarını incelemişlerdir. Kinematik veriler 5 kameralı yüksek çözünürlüğe sahip hareket analiz sistemi ve bir AMTI OR6-5 kuvvet platformu kullanılarak veriler toplanmıştır. Hastalar 5 derecelik lateral kamalı tabanlık ile 8m'lik parkurda yürütülmüştür. Diz ve ayak bileği kinematik hızları kaydedilmiştir. Kinematik diz varusunda azalmalar gözlenmiştir [33].

Cheung vd. [34], iskelet ile yumuşak doku elemanlarının üç boyutlu gerçek geometrisi kullanılarak oluşturdukları ve Şekil 2.28'de gösterilen ayak modeli ile kemik yapıları arasındaki iç yük transferi ve basınç yüzeyi üzerindeki yumuşak

dokunun etkisini araştırmak için ayak ve ayak bileğinin ayrıntılı sonlu eleman modelini geliştirmişlerdir. En büyük gerilmenin üçüncü metatarsalda meydana geldiğini göstermişlerdir [34].



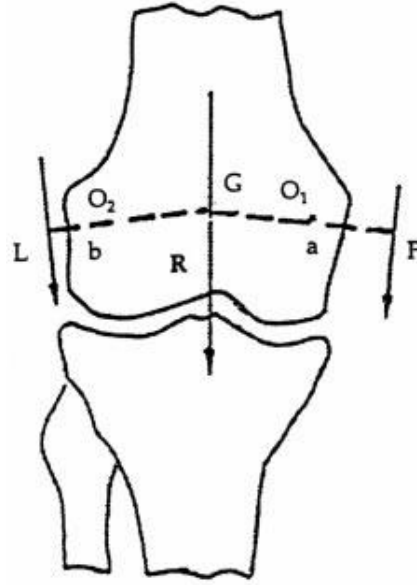
Şekil 2.28: İnsan ayak kemikleri gerilmelerinin tayini için oluşturulan model [34]



Şekil 2.29: Koronal ve sagittal planda alt ekstremite dizilimi [34]

Tibiada mekanik eksen ile anatomik eksen aynı düzlemedir. Tibia platosu da sagittal planda 5-10° postura eğimlidir. Şekil 2.29'de görüldüğü gibi Sagittal planda tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açığa postur proksimal tibial açı denir ve bu açının normal değeri 80°'dir [28].

Ayakları üzerinde dik duran bir kimsede, diz eklemleri, dizlerin altında kalan kısım haricindeki vücudu taşır. Bu da yaklaşık tüm vücut ağırlığının %86'sı kadardır. Tek ayaküstünde durulması halinde diz eklemine gelen yük, vücut ağırlığının %93'ü kadardır. Bu durumda vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvet (P), diz eklemine iç kısmından (medial) geçer. (P) kuvveti, bir diğer kas kuvveti olan Lata tarafından (L) kuvveti ile dengelenir. Bu her iki kuvvet vektörünün bileşkesi, diz eklemi ortasında (G) merkezi ve (R) vektörü şeklinde olur. Bu (G) noktası dizin rotasyon merkezidir. Şekil 2.30'da bu kuvvetlerin doğrultuları ve oluşumu görülmektedir [14].



Şekil 2.30: Normal diz ve hareket esnasındaki dize yüklenen kuvvetler ve doğrultuları [14]

Diz ekleminin iç kısmında oluşan kireçlenme, dizde varus hasarı oluşmasına neden olur. Bu durumda, dizin dış tarafındaki kas gücünün (L) yönü değişir ve aynı zamanda vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetin de (P) yönü iç tarafa kayar. Böylece bu kuvvetlerin uzantıları, ayak bileğinden daha uzakta birleşecek ve dizdeki bileşke kuvvet (R) mediale kayacaktır [14].

2.16. Kemik ve Kemik Dışı Yapıların Malzeme Özellikleri

Kemikler yapıları gereği katmanlardan oluşmuş organlardır. Cerrahi ve tıbbi bilimler tarihinden daha da geçmişe dayanan bir zamana dayalı olarak kemikler üzerinde farklı uygulamalar yapılmaktadır. Kemik malzeme yapısının ve özelliklerinin doğru tayini ve uygulanması istenilen mekanik sonuçların doğruluğunu etkilemektedir [11]. Kemik yapısının özellikleri incelenirken gözle gözlenebilen kortikal ve süngerimsi yapının yanında özel mikroskoplarla tayin edilen trabeküler kafes yapısının ve kollejen liflerin mekanik özellikleri de günümüz imkânları ile görülebiliyor. Araştırmalarda ölçüm yapabilen hassas gerinim ölçer cihazlar ile yük dağılımları belirlenerek kesme deneyleri ile kemik yapısının mekanik özellikleri belirlenmektedir. Teknolojik imkânlar neticesinde geliştirilen cihazlar mikro ve nano

mekanik yapının belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Böylelikle kemik yapıyı sadece tek bir yapıda düşünmeden en uygun mekanik değerleri, her kemik yapı katmanı için belirlenebilmektedir [11].

Kompozit bir yapıda olduğu için, kemiklerin mekanik özellikleri uygulanacak deneye göre değişmektedir. Tüm kemiğin sahip olduğu mukavemet ve elastisite modülünün %60'ı kortikal kemiğinden kaynaklanmaktadır. Bunun için, pek çok çalışma ve deneylerde tüm kemiği incelemek amacıyla yapının kortikal olduğu varsayılarak kortikal yapının mekanik özellikleri kullanılır. Kortikal kemiğinin elastiklik sabitlerini belirlemek için kullanılan metot çekme deneyi olmasına rağmen burulma deneyi de doğru sonuçlar vermekte ve sık sık kullanılmaktadır [11].

İnsan vücudunda ve biyomekaniğin birçok konusunda çok karmaşık ve tanımlanması zor malzeme modelleri bulunmaktadır. Malzeme modeli tanımı, en büyük kabullerden biri olup çözümün doğruluğunu birinci dereceden etkilemektedir. Bunun için çok geniş çaplı bir literatür taraması yapılmıştır. Bu çalışmada çeşitli kaynakların birçok deney ve yöntem ile elde ettikleri modellerden yararlanılmıştır [3].

Kemiklerin iç kısımlarındaki gerilmelerden tibia kırıktağındaki gerilmeler ve meydana gelen deformasyon incelendiğinden kemikler için lineer izotropik model tercih edilmiştir [3].

Ama kırıktağı dokunun eklemlerdeki hareketi doğru yansıtması istendiği için lineer viskoelastik olarak model seçilmiştir. Ayrıca yumuşak dokunun sönüm özelliğinin tam olarak ifade edilebilmesi için de yine lineer viskoelastik model seçilmiştir. Ligamentler ve tendonlar yay görevi gördükleri için malzeme modelleri lineer izotropik olarak seçilmiştir. Tabanlık olarak da yaygın olarak poliüretan türevli bir EVA (Etil Vinil Asedattan) malzemesi kullanılmıştır. Bu malzeme modeli lineer olarak tanımlanmıştır [3].

2.16.1. Alt ekstremite kemik yapıların malzeme özellikleri

Sonlu elemanlar modelinde kullanılan izotropik malzeme özellikleri ise tibia ve femur kemiği için Tablo 2.2'de gösterilmiştir [36,37].

Tablo 2. 2: Tibia femur ve kemik yapısı için izotropik malzeme özellikleri [36,37].

Kemik yapısı	Elastikiyet modülü (E) GPa	Poisson oranı (ν)
Tibia	12	0.3
Femur	17	0.3
Diğer Kemikler	5	0.3

2.16.2. Yumuşak doku malzeme özellikleri

Tablo 2.3'de gösterilen, lineer elastik yumuşak doku malzeme özellikleri sonlu elemanlar analizlerinde kullanılmıştır [38].

Tablo 2.3: Yumuşak doku mekanik özellikleri [38]

	Elastikiyet modülü (E) MPa	Poisson oranı (ν)
Yumuşak Doku	1.15	0.49

2.16.3. Tabanlık malzeme özellikleri

Tabanlık için malzeme özellikleri, lineer elastik isotropik olarak belirlenmiş ve Tablo 2.4'de gösterilmiştir [5].

Tablo 2. 4:Tabanlık için malzeme özellikleri [5].

	Elastikiyet modülü (E) MPa	Poisson oranı (ν)
Tabanlık	1000	0.4

2.16.4. Dış ve iç yan bağlar (ligament) malzeme özellikleri

Yan bağlar için kullanılan malzeme özellikleri Tablo 2.5’de gösterilmiştir [5].

Tablo 2.5: Ligamentler için malzeme özellikleri [5].

Tamam	Elastikiyet modülü (E) MPa	Poisson oranı (ν)
Yan bağlar	46	0.3

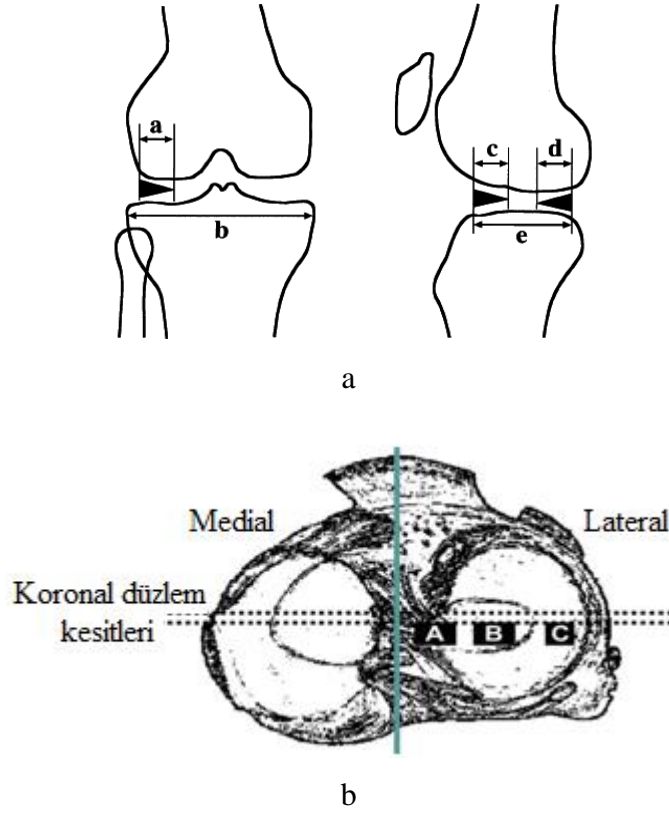
2.16.5. Kıkırdak yapının mekanik özellikleri

Kıkırdakın mekanik özelliklerini saptamak için başta basma deneyi olmak üzere kesme, çentik ve çekme deneyleri uygulanır. Ming vd. [36] tarafından yaşları 16-83 arası değişen 5’i kadın olmak üzere 31 insanın sol tibialarının proksimal uçlarından silindirik parçalar şeklinde çıkartılan kıkırdak üzerine yapılan yüklemelerle mekanik özellikleri saptanmaya çalışılmıştır. Deneylerde ilk olarak 0.09 MPa karşılık gelen 4N’luk bir ön yükleme uygulanmış daha sonra 1 kN’luk yükleme yapılarak deney parçasının, basma deneyi için, σ - ϵ eğrileri çıkartılmıştır. Araştırmacı deney kemiklerini 16-39 arası genç kemik, 40-59 arası orta yaşlı ve 60-83 arası yaşlı olmak üzere ayırmıştır. Bu yaş gruplarına göre kıkırdak kemik ve kortikal kemiğin elastiklik modülü, elastik ve viskoelastik enerjileri bulunmuştur. Bulunan değerlere göre dayanıklılık ve elastik enerji 40 yaş civarında maksimum değeri almaktadır. Ayrıca kemik dayanımı ve elastik enerjisinin artmasıyla kıkırdakın da aynı özelliklerinde artmaların görüldüğü gözlenmiştir. Kortikal kemiğin kemik

dayanımı ve elastik enerjisi kıkırdağın 11 katı olduğu için ve yapısal diğer nedenlerden dolayı mekanik deneylerinde kıkırdak göz ardı edilir hatta deney esnasında ve saklama sürecinde olumsuz şartlar oluşturduğundan deney parçasından kaldırılmıştır. Bu çalışmadan yola çıkarak, kıkırdak yapının elastikiyet modülü (E) 5 MPa ve poisson oranı (ν) 0.46 olarak kullanılmıştır. Ayrıca diz eklemindeki kıkırdak basma dayanımı iç tarafta 14.8 ± 4.1 (MPa) dış tarafta 10.8 ± 4.8 (MPa) bulunmuştur [36].

2.16.6. Menüsküslerin Mekanik Özellikleri

Menüsküs yapılar diz ekleminde gerek sönümlenme gerekse kuvvet aktarımında önemli bir işleve sahiptir. Bundan dolayı tam bacak modeli için menüsküsler MR görüntülerinden 3B modellenerek, 3B diz eklemi sonlu elemanlar modeline adapte edilmiştir. Şekil 2.31 a ve b' de diz mekanizmasında menüsküslerin dizilimi ve konumu görülmektedir. Buna göre koronal ve sagittal kesitte menisküs boyutları a, c, d ile tanımlanırken tibial yüzey uzunlukları b ve e olarak tanımlanmıştır. Menüsküslerin malzeme özellikleri, bu tarz çalışmalarda elastikiyet modülü (E) 59 MPa ve poisson oranı (ν) 0.49 olarak tanımlanmıştır [39,40].



Şekil 2.31: Menüsküs yapılarının diz mekanizmasındaki görünümleri[39,40]

2.17. Kemik Yapının Viskoelastik Davranışı

Kemikler aynı zamanda viskoelastik malzeme yapısına sahiptir. Dayanımı ve elastisite modülü yük oranına bağlı olarak değişir. Hızlı yüklemelerde ve normal çalışma şartları haricinde ortaya çıkan daha büyük gerilmelerde daha çok uzayarak, yavaş yüklemelerde ve düşük gerilmelerde ise az deformasyona uğrayarak kırılır [40-42]. Bu nedenle daha hızlı yüklenme karşısında daha fazla enerji depolar, daha sert ve güçlü duruma gelir. Kortikal kemik trabeküler kemikten daha sert olup daha fazla yüke karşı koyabilir ancak deforme olabilme yeteneği daha azdır. Tüm vücut kemiklerinin %80'ini oluştururken kortikal kemiğin kırılması için orijinal uzunluğunun %2'sinin aşılması yeterli iken, bir arı peteği yapısında olan ve yüzey alanı daha geniş ve omurgalar ile uzun kemiklerin uç kısımlarında yer alan trabeküler kemikte bu oran %7'dir [43-44].

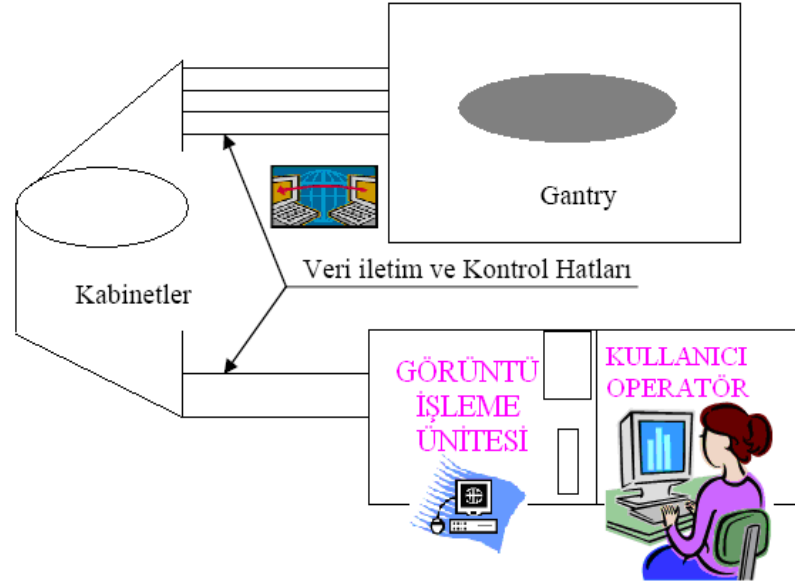
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI

Radyo dalgalarını kullanan tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu cihazlardan elde edilen görüntüler mekanik analizler için kullanılacak biyomekanik modelin temel geometrisinin katman filmlerini sağlamaktadır. Ancak cihazlardan elde edilen film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedirler. Bu farklı içerik özellikleri bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılık ve üstünlükleri çekim tercihine göre belirlemektedir [45].

3.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kelime anlamıyla eski Yunanca olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) kelimelerinden oluşmuştur. BT 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli röntgen cihazlarında kullandığımız X ışını teknolojisine benzer bir yapıya sahiptir. BT cihazı kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine X ışınları kullanarak oluşturur. X ışınları zararlı etkileri nedeniyle kullanıldığı yerlerde yalıtım gerektirmektedirler. BT üniteleri içinde böyle bir yalıtım gerekmektedir [45].

BT cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler, görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, gantary, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatları olarak ifade edilmektedir. Şekil 3.1' de BT cihazı bileşenleri ana üniteleri ile gösterilmiştir [11].



Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri

Gantry dönen bir halka biçiminde oluşturulmuştur. Bu halkanın bir tarafında yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü diğer tarafında ise X-ışın tüpünden yönlendirilen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla döner ve belirli aralıklarla X-ışını göndererek detektörden sinyalleri kodlar. Böylelikle katmanlar halinde işlenen BT resimlerini meydana getirmek üzere kabinetlere iletir. İşlemleri gerçekleştirmek, sıralamak ve düzenlemek amacıyla bulunan bilgisayara bağlı olan X-ışını tüpü, bilgisayar yardımıyla uygun kesit pozisyonuna çekim alanı geldiği zaman aktifleştirilir [45]. Gantryde bulunan detektörler, çekim yapılan nesne yada hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler, bir analogdan dijitale çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur [11].

Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde maignette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [45].

BT cihazında dört adet bilgisayar işlemcisi bulunmaktadır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis edilebilir hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen gantry sinyallerini yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak, çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir [45]. Kullanıcı bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar olarak üretici firmalarca entegre edilmiştir. Böylelikle, BT görüntüleri gerek teker teker gerekse katmanlar bütünü olarak bilgisayar ekranında çekim esnasında ve çekim sonrasında çekime eş zamanlı olarak gözlemlenebilir [11].

3.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme

Manyetik Rezonans (MR) manyetik titreşim anlamına gelmektedir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli 1981 yılında ilk örnekleri ile atılmış ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde artmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır. Bu alandaki gelişme, teknoloji ve çalışmaların hız kazanmasının ardından MRI tekniği birçok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılabilir hale gelmiştir. MR cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler; Görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, magnet, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatlarıdır [45].

Doğru ve gerçek zamanlı görüntüyü alabilmek için istikrarlı bir manyetik alanı magnet bileşeni oluşturur. Bu alan manyetik alan içerisinde radyo frekanslar (RF) ile görüntüleme yapılmaktadır. Görüntüleme için temel olarak mıknatıs teorisi ile yola

çıkıldığı, düzgün manyetik alanı oluşturmak için büyük bir mıknatıs kullanıldığı için bu yapısal bileşen, magnet olarak ifade edilmektedir [45].

Manyetik alanın gerek çekim gerekse devrenin tamamlanması esnasında sürekli olması gerekir. Kabinetler, bu sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur [45].

MR cihazında kullanılan bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis kılınabilir biçime getiren ve düzenleyen unsurlardır. Cihazın RF sarımlarından alınan veriler bir diğer önemli bileşen olan iletim hatları ile görüntü işlem bilgisayarına taşınır. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri sahip olduğu yazılım ve karar verme mekanizması ile işler. Derlenen sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Operatör bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar ile çekilen her bir katman ayrı ayrı resmedileceği gibi istenen katmanlar silinir yada eklenebilir. Bununla beraber katmanlar arasında yaklaşık bir model oluşumuna izin veren yazılımlar cihaz üreticilerince cihaz bilgisayarlarına ilave edilmektedir [45].

MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların buldukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan (H₂O) oluşması nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [45].

64X64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256X256 hatta 512X512 yüksek matris değerlerinde yüksek çözünürlükte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek

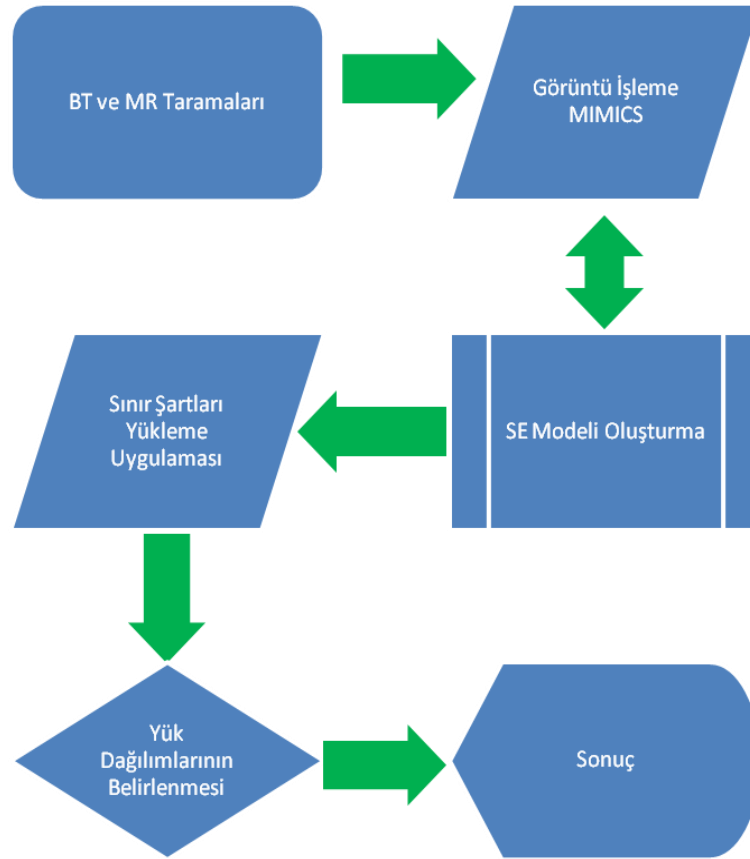
kontrast değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanınmasında yetersiz kalmaktadır. Buradan yola çıkarak, berrak ve temiz bir görüntüleme sağlayabilmemize rağmen MR cihazlarından yapılan çekimler ile net tanı konulabilmesi paralellik göstermemektedir. MR cihazlarında iyonizan radyasyon kullanılmaz ve bir takım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [45].

3.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme

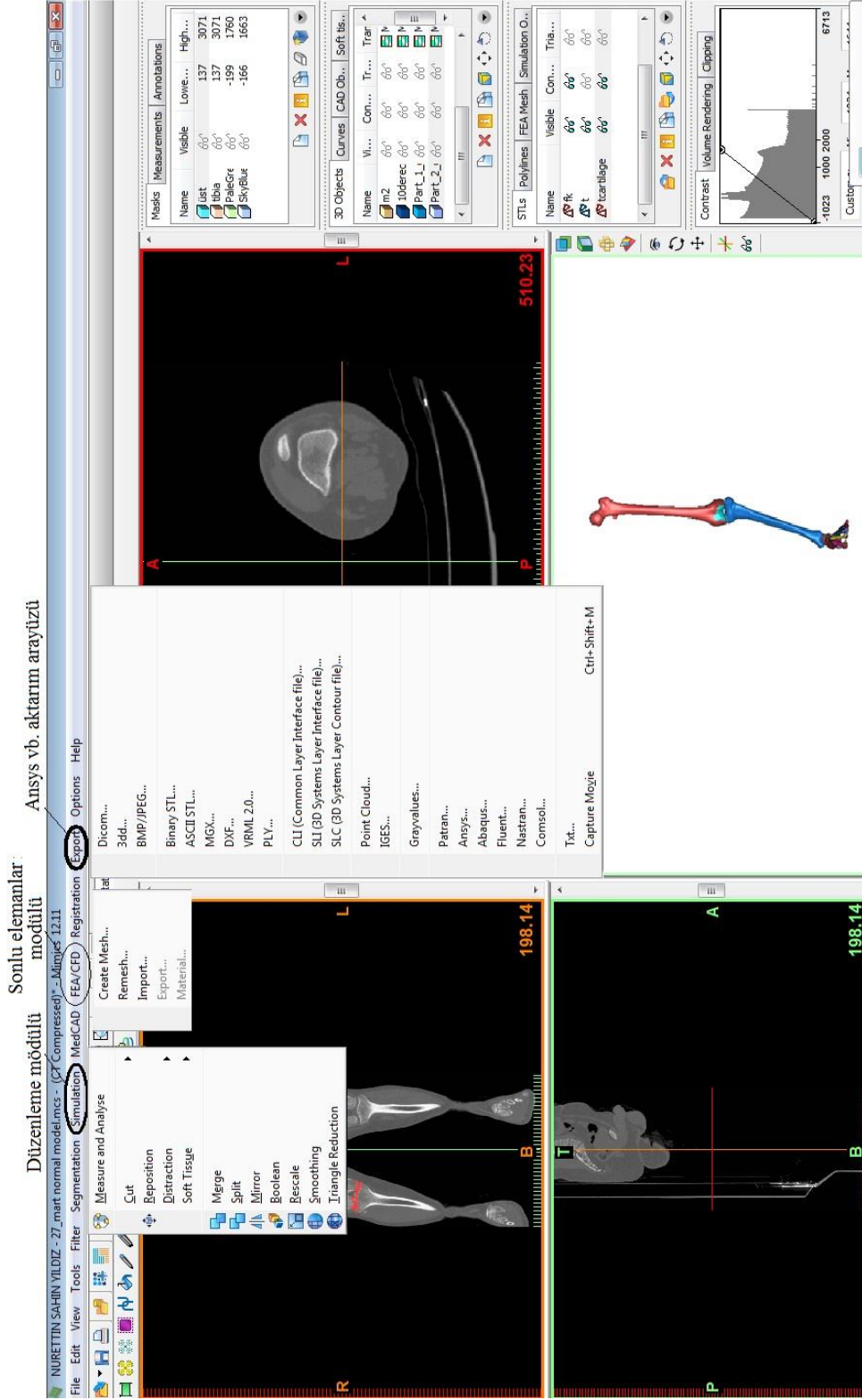
Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) [46] görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak modeller BT ve MRI çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir [46].

BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir. Bu düzenleme işlemleri BT çekiminin mikro BT olmaması nedeniyle uzunluğu 5 mm'yi geçmeyen kemik yapılarda gerekmektedir. Nokta bulutu verisine dönüştürülen katı modellerin, GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile Geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Düzenlenen 3B modeller sonlu elemanlar analizleri için uygun hale gelmektedir. Steriolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII veya Binary biçiminde gerçekleşmektedir. Şekil 5.3'

de 3B tam ölçekli model elde etmek için kullanılan iş akış presedürü gösterilmiştir. Şekil 3.2’de MIMICS yardımı ile elde edilen modellerin akış şeması görülmektedir. Ayrıca Şekil 3.3’te MIMICS kullanıcı ara yüzü görülmektedir Şekilde görüldüğü gibi bir varus deformite hastasının 3B birebir katı modeli, çözünürlüğü 512 x 512 piksel olan ve 0.5 mm kesit aralıklı 1841 adet kesitten oluşan BT görüntülerinden oluşturulmuştur.

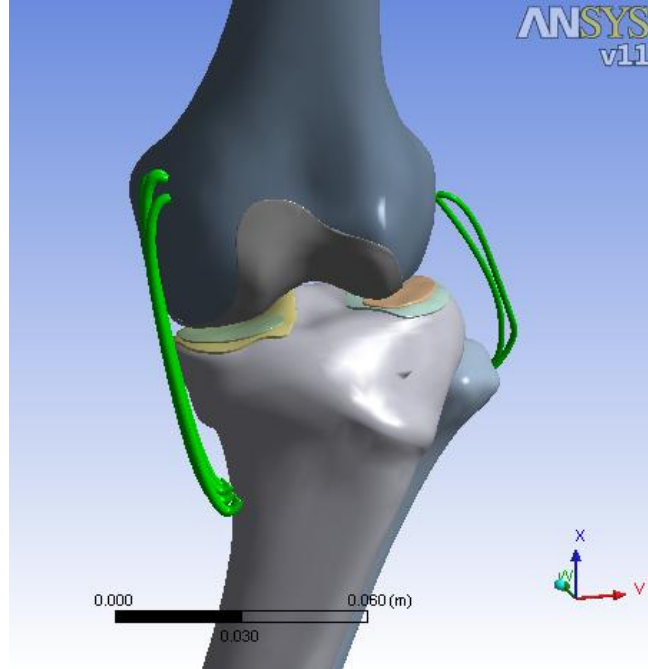
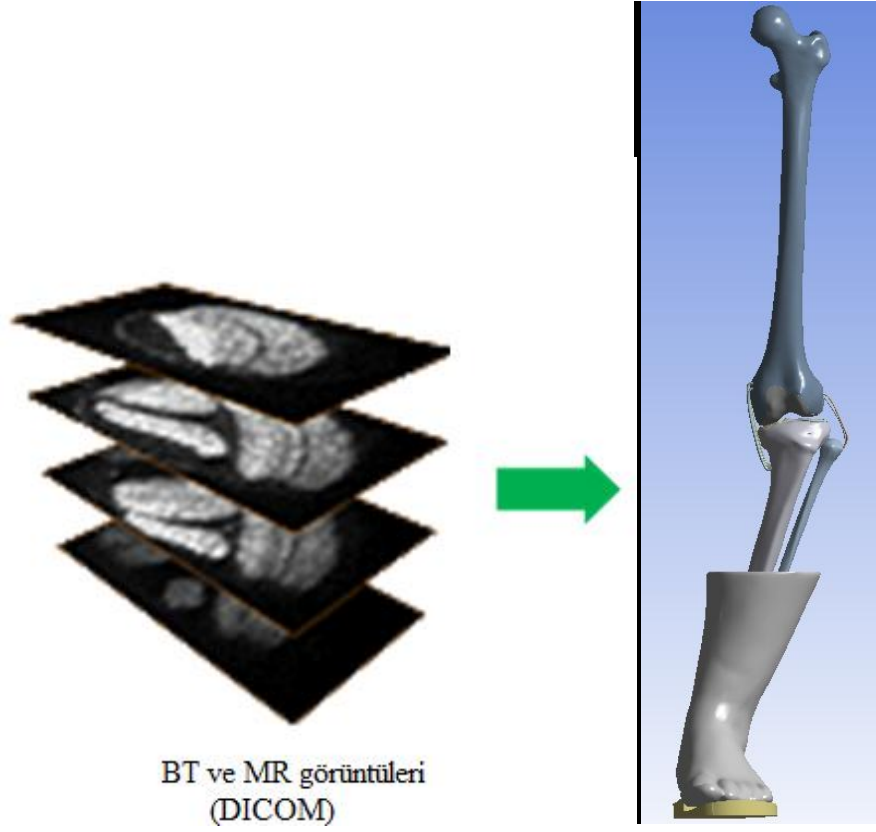


Şekil 3.2: Modelleme akış şeması [11].



Şekil 3.3: MIMICS yazılımında elde edilen ayak modeli

BT ve MR görüntü katmanları MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 3.4'te örnek gösterimi verilen BT ve MR kesitleri MIMICS yazılımında birbirlerine eklenerek modelin birebir yüzey formu bir katman olarak elde edilir. Bu yüzey biçimi yine MIMICS içeriğine entegre olmuş katı modelleme aracı ile BT veya MR çekimi yapılan unsurun birebir 3B katı modeli elde edilir.



Şekil 3.4: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme

MIMICS ile elde edilen biyomodelin yüzey hatlarında istenmeyen çıkıntılar, artifakt (yansıma) ve doku veya implant yapışması gibi unsurların yüzey formundan çıkarılması için tersine mühendislik yazılımı GEOMAGIC kullanılmıştır. Nokta bulutu verisine çevrilen 3B biyomodel GEOMAGIC programında yüzey temizleme ve noktaları takip ederek yüzey formu oluşturma işlemleri ile BT ve MR görüntülerindeki gerçek model formuna getirilmektedir. Bu işlemden sonra katı model yapısına çevrilen 3B model GEOMAGIC yazılımından STP formatına çevrilerek ANSYS WORKBECH yazılımına aktarılır.

4. LATERAL KAMALI TABANLIK KULLANIMI

Ayak sağlığı problemlerinde tabanlık kullanımı ön plandadır. Tabanlıklar ayakta bozulmuş olan mekaniğe bağlı olarak oluşan ağrı ve duruş sorunlarını gidermek için kullanılırlar. Kişinin hastalığına göre anatomik tabanlık düzenlenir ve bu düzenlemeler sayesinde kişi ayağındaki mekanik eksen problemlerini hissetmeksizin yürümeye, ayakta durmaya ve hareketlerine devam eder.

Kişiyeye özel tabanlıkta ana tema diğer tabanlıklardan farklı olarak hastalığın niteliğine göre özel ölçümler sonrasında hazırlanmasıdır. Kişiyeye özel hazırlanan tabanlıklar çoğunlukla Şekil 4.1'de gösterildiği gibi iče (varus) ve dışa (valgus) basma sorunları olan kişiler için tasarlanır. Hastanın röntgen filmi çekilerek normal mekanik eksen sapması belirlenir. Belirlenen bu ölçüye göre kişiyeye özel tabanlık tasarlanır.



Şekil 4.1: Varus deformitesi olan hastanın ayakta duruş görünümü

Şekil 4.2’de gösterildiği gibi içe ve dışa basma sorunları olan kişiler için tabanlık kullanımı alt ekstremité eksenine bağlı olarak belirlenir veya kişiye özel (custom made) tasarlanır. Tasarlanan bu tabanlık sapmış olan mekanik eksen düzeltir. Böylece vücut ağırlığından gelen yük doğrudan kemikler üzerinden aktarılır. Bu tasarım sonucunda tabandaki ve diz eklemindeki yük dağılımının eşit bir şekilde dağıtılmasını sağlanır.



Medial Kamalı Tabanlık

a)

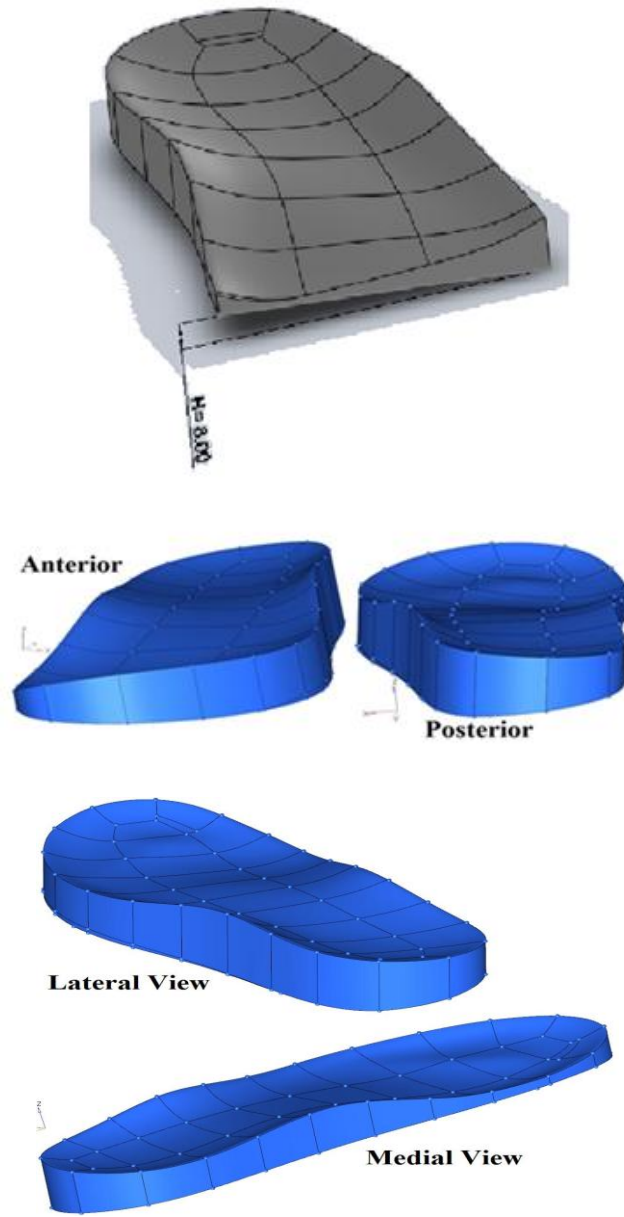
Lateral Kamalı tabanlık

b)

Şekil 4.2: a) Valgus ve b) Varus deformitesinde tabanlık kullanımı

Diz ekleminde femur ve tibia kemikleri arasında yer alan eklem arası mesafenin eşit olmaması sonucunda ortaya normalden fazla miktarda basınç artışı meydana gelmektedir. Bu nedenle temas eden kemiklerin tahrip ettiği kısımlarındaki eklem yüzeyindeki kıkırdakların yıpranıp azalması ya da yok olmasıyla, iç ve dış menüsklerde yıpranmaya sebep olur. Bunun yanında ayaktaki sinir sıkışmalarında, tarak kemiği düşme problemleri içinde kişiye özel tabanlıklar kullanımı söz konusu olmaktadır. Bazı dermatolojik rahatsızlıklarda, nasır ve siğillerde de kullanılmaktadır. Nasır ve siğilin çıkmış olduğu bölgelerin yükten kurtarılması tedavinin ana teması olduğu için kişiye özel tabanlıklarda bu bölgenin boşaltılması ya da yük taşımaz hale gelmesi sağlanır. Aşıl tendon problemlerinde, ayak bileği ile ilgili kıkırdak sorunlarında kişiye özel tabanlıkların kullanım alanlarından bazılarıdır.

Bu çalışma için tasarımı yapılan lateral kamalı tabanlıklar için $h=5$ mm, $h=8$ mm ve $h=10$ mm yükseklikler belirlenmiştir. Farklı yükseklikte kamalı tabanlığın kullanımında kama dış tarafa (lateral) yerleştirilmekte ve böylelikle tabanlık yüksekliği, tabanlığın dış kısmı ile iç kısmı arasındaki fark olarak ifade edilmektedir. Bu amaçla tasarımı yapılan ve tibial varus hasta modeline eklenen tabanlıkların görüntüsü Şekil 4.3' te gösterilmiştir.



Şekil 4.3: Lateral kamalı tabanlık

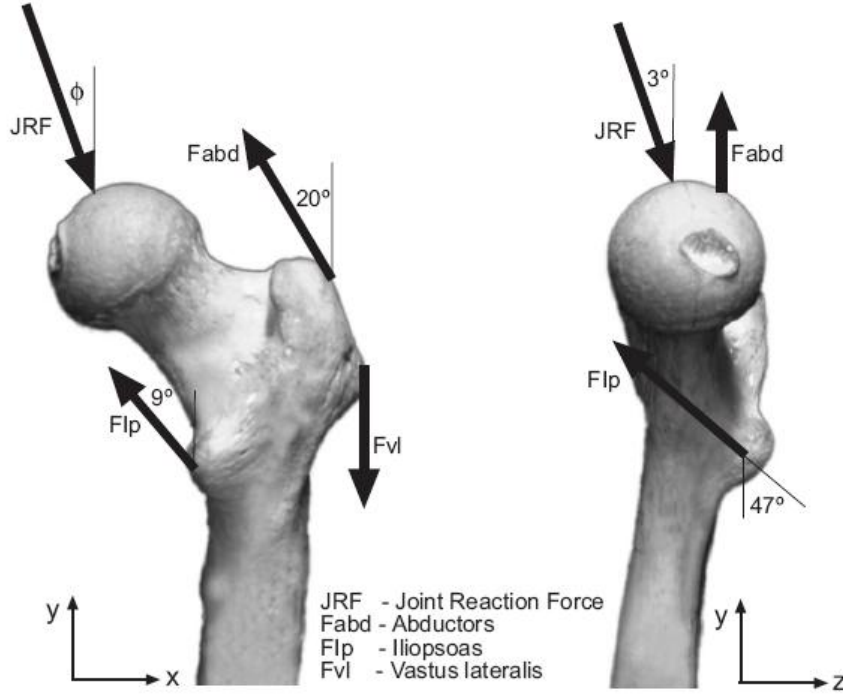
ANSYS WORKBECH aktarılan modelde ağ örgüsü hacimsel olacak şekilde 10 node quadratic tetrahedron (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır (Şekil 4.4). Ağ örgüsü düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli, 190037 node ve 99410 elementten oluşmaktadır.



Şekil 4.4: Ağ örgüsü düzenlenmiş model

Çalışmada kullanılan tabanlık Şekil 4.3'te gösterildiği gibi dış (lateral) kısmı iç (medial) kısmına göre yüksek olan ayak taban geometrisine uyumlu bir biçimde tasarlanmış ve 3B biyomodelle ilave edilmiştir.

Bir insanın ayakta duruş pozisyonu temel alınarak yükleme ve sınır şartları oluşturulmuştur. Şekil 4.5'te gösterildiği gibi femur başına etkiyen kuvvetler çok değişken olmasına rağmen sanal ortam çalışmalarında en çok kullanılan ve gerçeğe yakın olan, yürüme döngüsünün duruş fazında, kalçaya etkiyen kuvvetler literatürde belirtilmiştir [48-56].



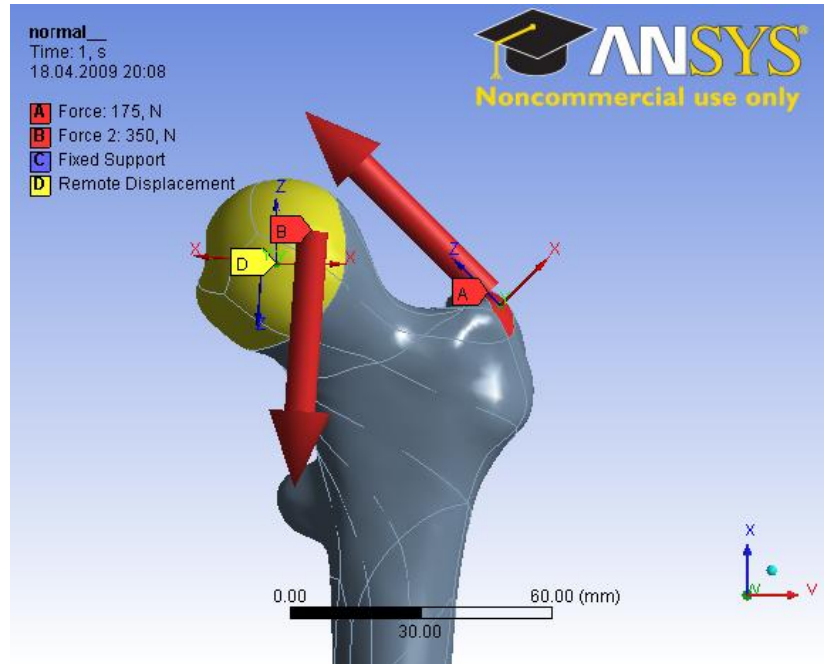
Şekil 4.5: Femur başına etkiyen kuvvetler[48-56]

Sathasivam ve arkadaşlarının [56] yaptıkları çalışmada femur başına uygulanan yük (1150 N), tam ekstansiyonda (yürüme sırasında), femur üst ucuna gelen kuvvetler ile uyuşacak şekilde mekanik eksen doğrultusunda dikey olarak uygulanmıştır. Diz eklemi unsurları üzerindeki yük dağılımlarının belirlenmesi için bu tez çalışmasında, femur baş küresine YTE doğrultusunda 1000 N ve abduktör kolu ekseninde 500 N şiddetinde yükler uygulanmıştır.

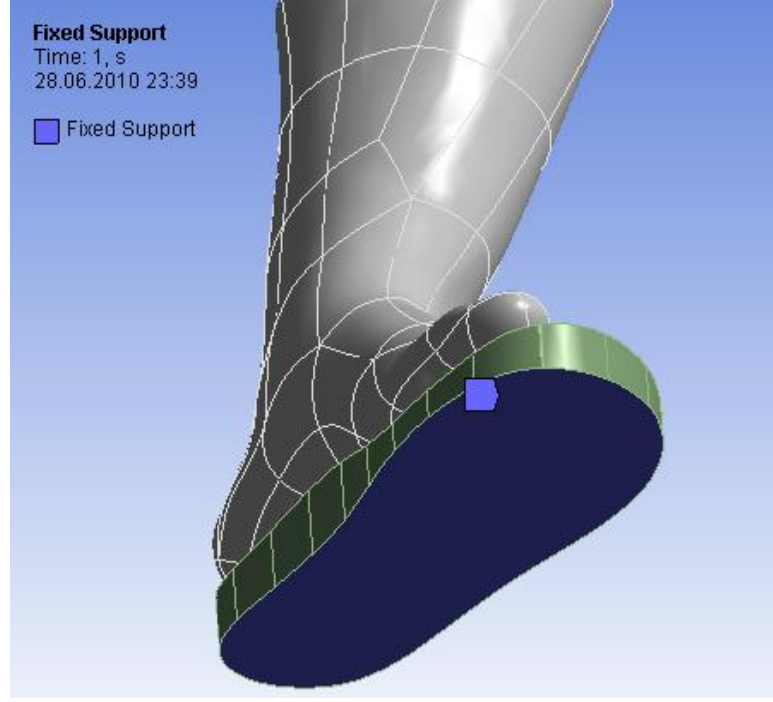
İnsan vücut ağırlığı femur baş küresine yük taşıma eksenini (Şekil 4.6) doğrultusunda etki ettirilmiştir. 70 Kg (yaklaşık 700 N) olarak kabul edilen ortalama bir insan ağırlığının tek bir femura etkiyen eşdeğeri olan 350 N vücut yükü olarak bu çalışma

için belirlenmiştir. 350 N Şekil 4.6'de gösterildiği gibi femur baş küresine yük taşıma eksenine doğrultusunda uygulanmıştır. Bir diğer etken yük olarak, abdüktör kas grubunun etkisi kullanılmıştır. Abdüktör kas kuvveti olarak ifade edilen yük, kalça kaslarının düzenleyici bir etkisi olarak da ifade edilebilir. Bir grup kas kuvvetinin ortak bileşkesi olarak tanımlanan abdüktör kuvveti Şekil 4.6'da gösterildiği gibi ortalama bir insan ağırlığından kaynaklanan yükünün %25 olacak şekilde 175 N olarak tanımlanmıştır.

Ayakta duruş pozisyonu esas alınarak yükleme ve sınır şartları tamamlanmıştır. Femur baş küresinin Şekil 4.6'da D ile gösterilen, hareket kısıtlılığı olduğu varsayılarak ön ve yan doğrultuda sıfır deplasman, diğer doğrultularda ise serbest olarak sınırlandırılmıştır. Buna göre, düşey yönde (z eksenine) ve y eksenine (koronal) düzleminde dönme serbestliği verilmiştir. Ayrıca, tabanlığın tabanının düz olması ve dolayısı ile yere tam basması söz konusu olduğu için alt yüzeyinden tam sabitleme yapılmıştır (Şekil 4.7).

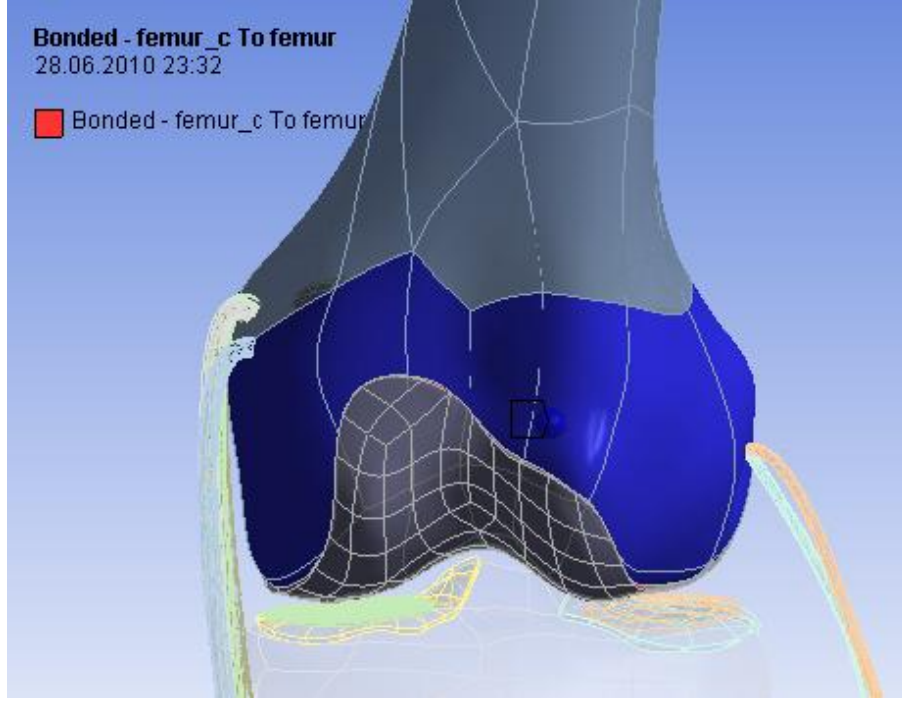


Şekil 4.6: Yükleme ve sınır şartları

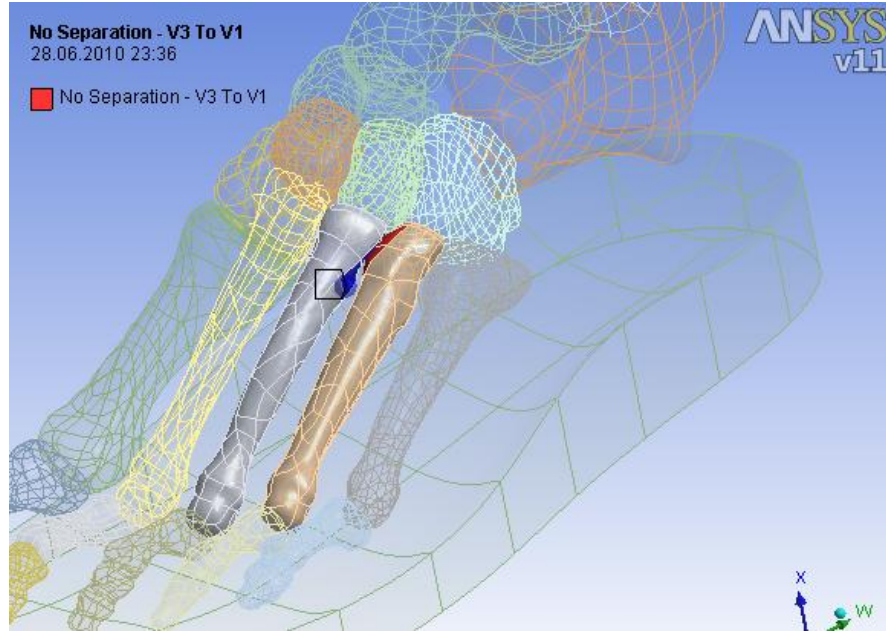


Şekil 4.7: Tabanlı tabanın tüm yön ve eksenlerde sabitlenmesi

Temas tipi seçiminde, kemiklerin birbirlerine göre hareket kısıtlılıkları dikkate alınmıştır. Buna göre, birbirlerine yapışık olarak hareket eden yapılar için yapışkan ve kayma hareketine olanak tanıyan ancak birlikte hareket eden yapılar için ise ayrılmaz temas tanımlaması kullanılmıştır. Bu amaçla, menüsküs, kırkırdak ve yumuşak doku olarak birbirinden bağımsız olarak modellenip montajı ilgili yüzeylere tamamlanan yapıların sonlu elemanlar modellerinin tamamında Şekil 4.8’de gösterildiği gibi birbirine yapışık ve hareketi beraber olan (bonded) temas (kontakt) tanımlaması kullanılmıştır. Tüm kemikler arasında ise Şekil 4.9’da gösterilen ayrılmayan ancak kayma hareketine izin veren (no separation) temas (kontakt) tanımlaması yapılmıştır.



Şekil 4.8: Femur ve Femur Kırırdağı arasındaki yapışkan (Bonded) temas tanımlaması



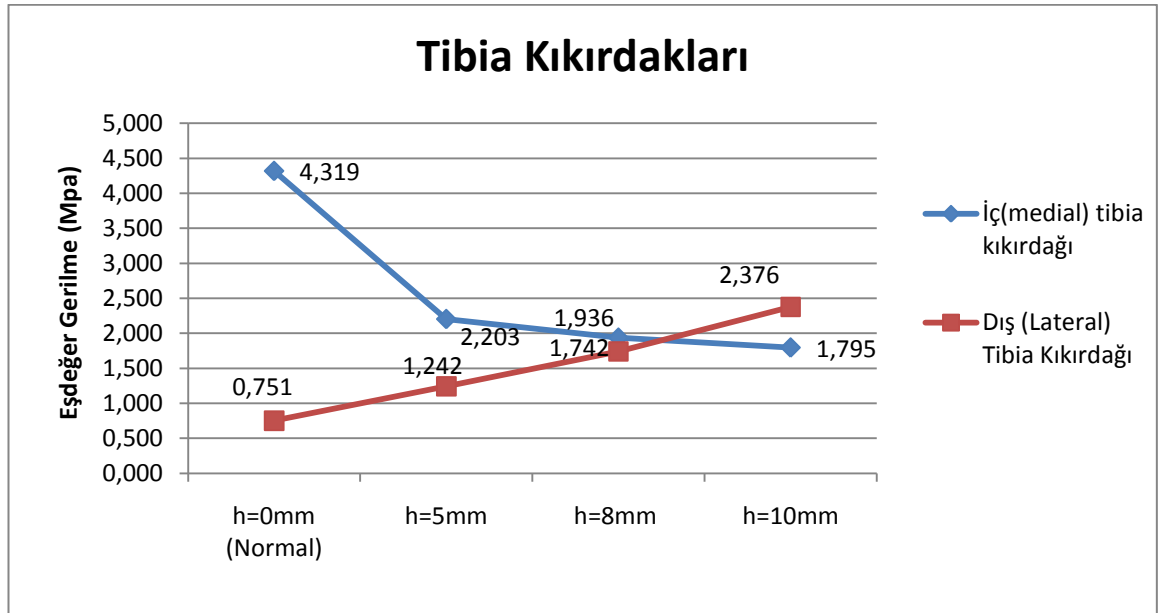
Şekil 4.9: Metatarsal kemikler arasındaki ayrılmayan (no separation) temas tanımlaması

5. LATERAL KAMALI TABANLIĞIN VARUS DEFORMİTESİ DÜZELTMESİNE ETKİSİ

Bu bölümde farklı yükseltilerdeki lateral kamalı tabanlığın diz ekleminde femur kıkırdağı, lateral ve medial tibia kıkırdaklarında, tibia, talus ve kalkaneus kemiklerinde meydana getirdiği gerilme değişimleri incelenmiştir.

5.1. Diz Eklemindeki Tibia Kıkırdağında Meydana Gelen Gerilmeler

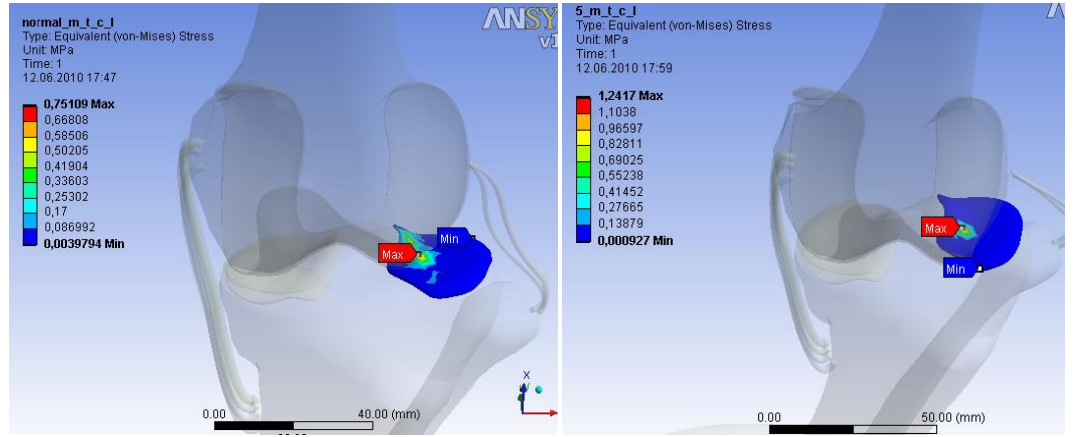
Hastanın h=0, h=5, h=8 ve h=10mm tabanlılık kullanılarak diz eklemindeki tibia kıkırdağı üzerindeki gerilmeler, Şekil 5.1' de grafik halinde kıyaslanmıştır.



Şekil 5.1: Tibia kıkırdağı dış kısmında meydana gelen eş değer gerilme

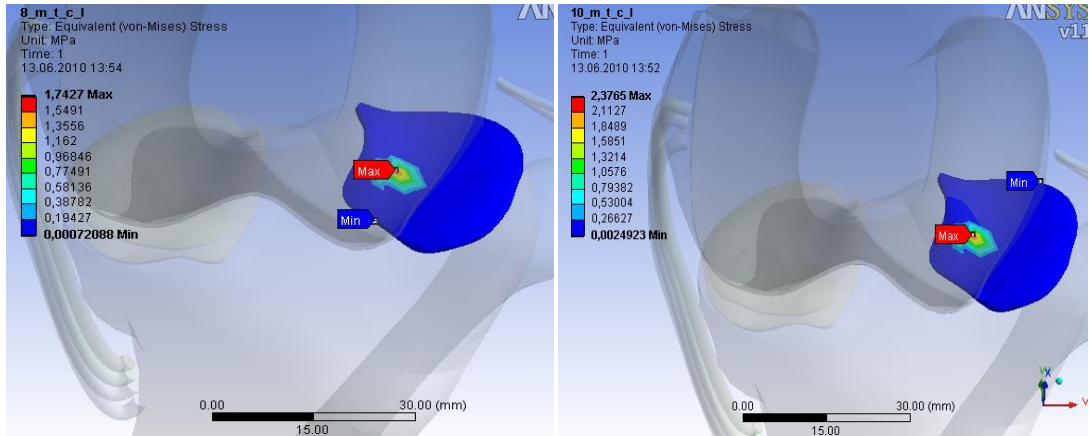
Şekil 5.2'de ve Şekil 5.3'te sırasıyla h=0, h=5, h=8 ve h=10mm tabanlılık kullanımında sırasıyla dış (lateral) ve iç (medial) tibia kıkırdağı üzerinde ortaya çıkan

gerilme ve bölgeleri gösterilmiştir. Oluşan en büyük gerilmenin medial (iç) tarafta olduğu görülmektedir. Dış ve iç tibia kırıkdağı üzerindeki gerilme değerlerine göre, lateral kamalı tabanlık kullanılarak gerilmenin kamalı tabanlığın yüksekliğine paralel olarak artması, iç (medial) bölgede azalması söz konusu olmuştur. Tüm bu farklı yüksekliğe sahip tabanlıkların kullanımı ile elde edilen gerilme dağılımlarına göre, dış bölgede gerilmenin artması ile varus deformitesi nedeniyle sürekli iç kısma doğru olan yüklenme dağıtılmış olmaktadır.



a

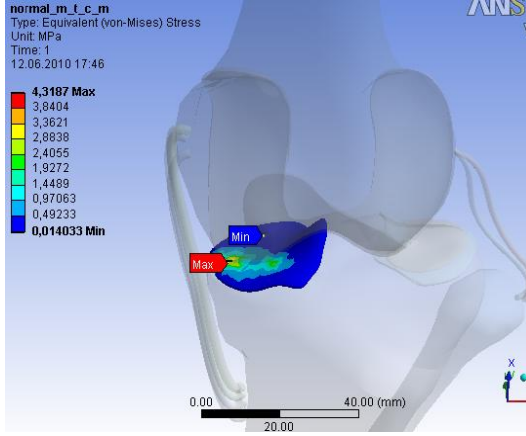
b



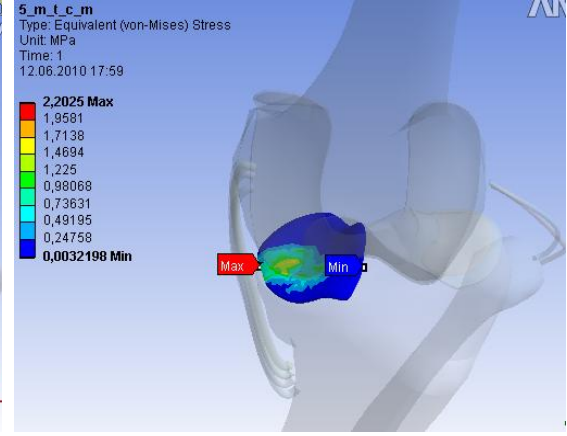
c

d

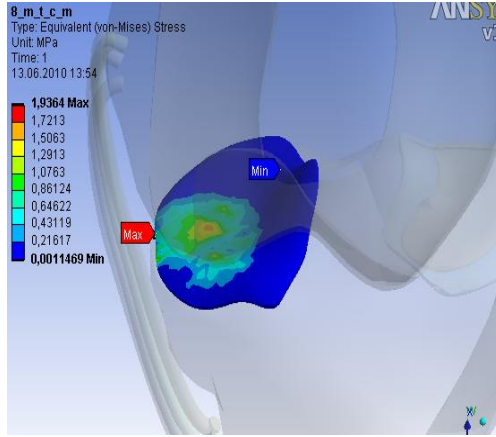
Şekil 5.2: Lateral tibia kırıkdağında, a,b,c,d sırasıyla $h=0$ (normal) $h=5$ mm, $h=8$ mm ve $h=10$ mm tabanlık kullanımı sonrası lateral tibia kırıkdağı üzerinde meydana gelen gerilmeler.



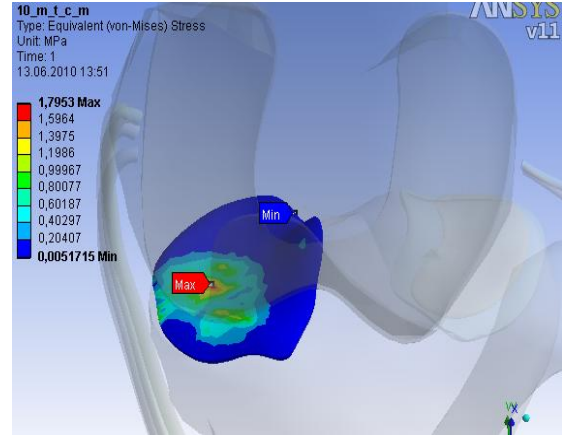
a



b



c



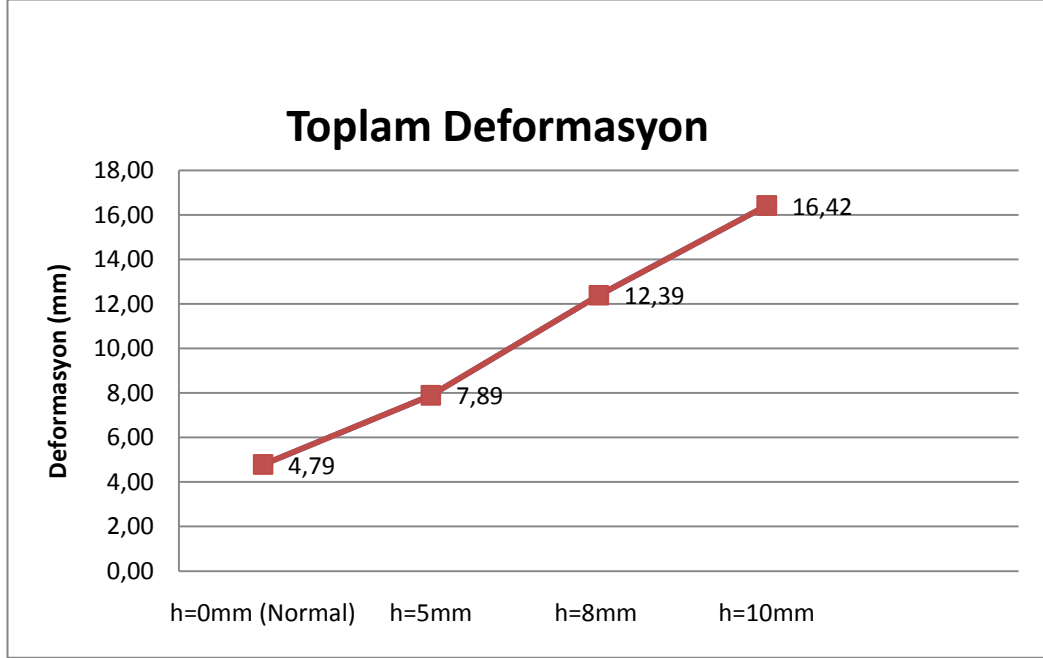
d

Şekil 5.3: Medial tibia kırıkdağında, a,b,c,d sırasıyla h=0(normal) h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrası tibia kırıkdağı üzerinde meydana gelen gerilmeler

5.2. Deformasyon Miktarının Tabanlık Kullanımına Bağlı Olarak Değişiminin Belirlenmesi

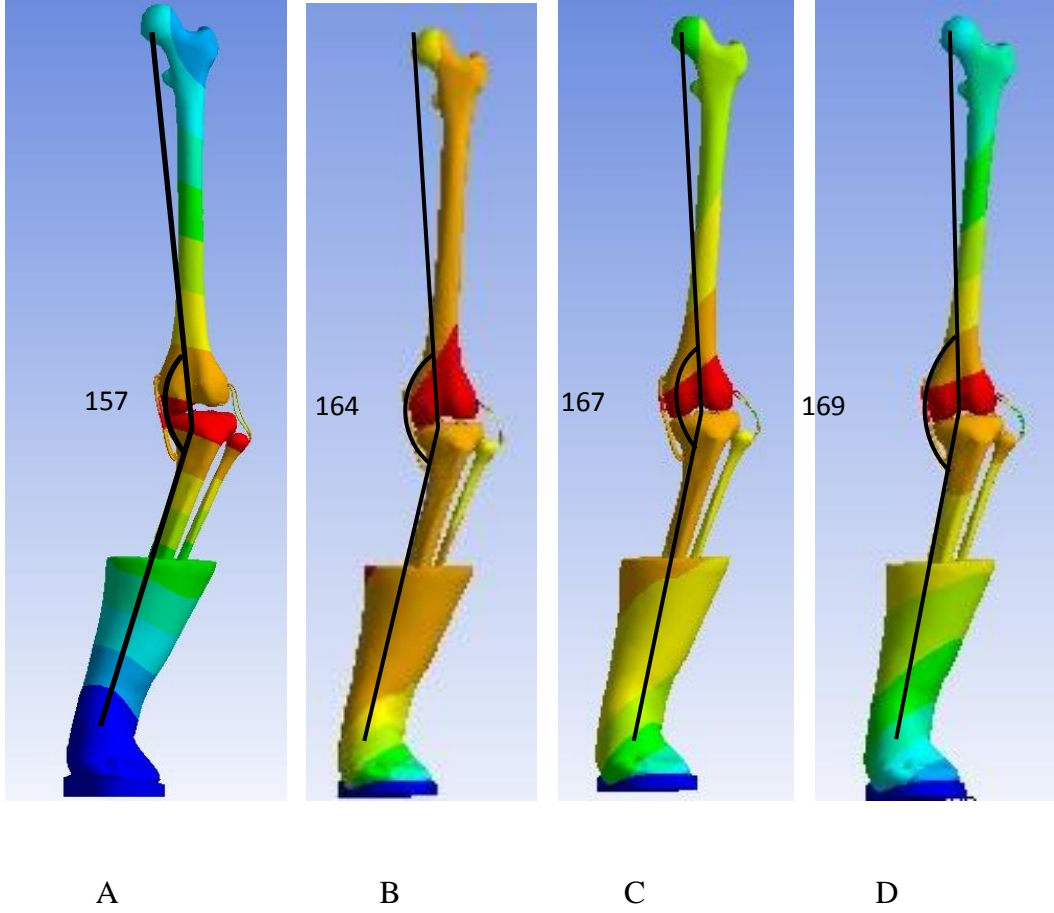
Tabanlık kullanılarak oluşturulan tüm sonlu elemanlar modellerinde, kullanılan tabanlık yüksekliğine bağlı olarak ortaya çıkan deformasyonun da arttığı ve mekanik ekseninde düzelmelerin olduğu gözlenmektedir. Buna göre, en fazla deformasyon 10

mm yüksekliğinde olan tabanlık kullanımı sonucu ortaya çıkmış ve tabanlık yüksekliğinin deformasyona oranı Şekil 5.4'de gösterilmiştir.



Şekil 5.4 3B modellerde oluşan deformasyonlar

Şekil 5.5'te analiz sonucu tabanlık yüksekliğinin artmasının mekanik eksenini sağlıklı bir insanın mekanik eksenine doğru yaklaştığı gösterilmiştir.

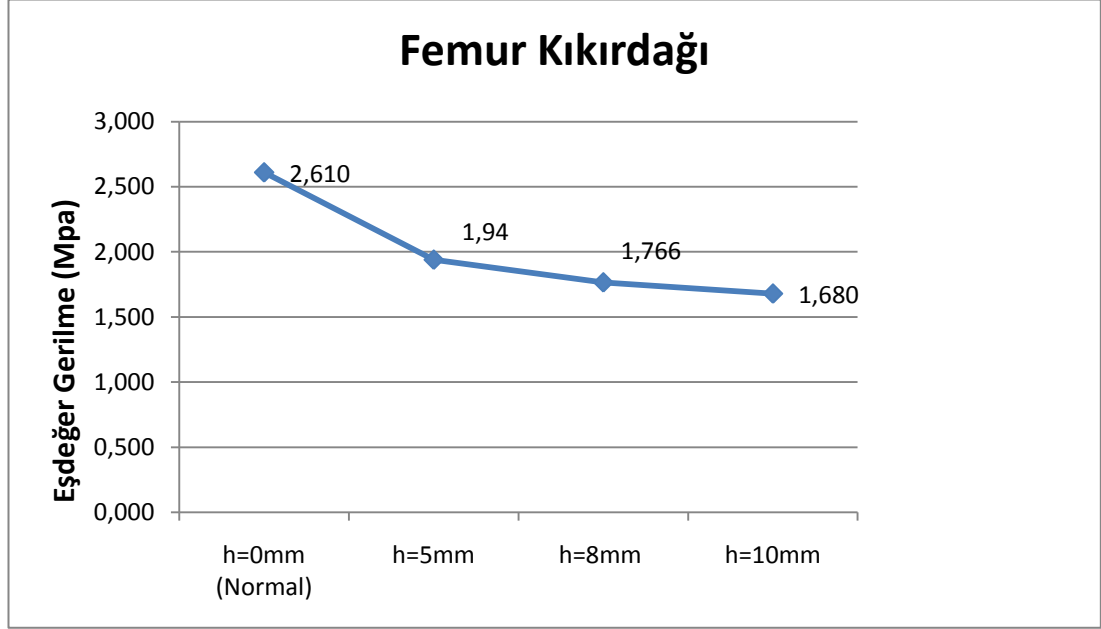


Şekil 5.5: 3B Modellerde, a,b,c,d sırasıyla $h=0$ (normal) $h=5\text{mm}$, $h=8\text{mm}$ ve $h=10\text{mm}$ tabanlık kullanımısınarası modellerde oluşan açılar.

5.3. Femur Kıkırdağında Meydana Gelen Gerilmeler

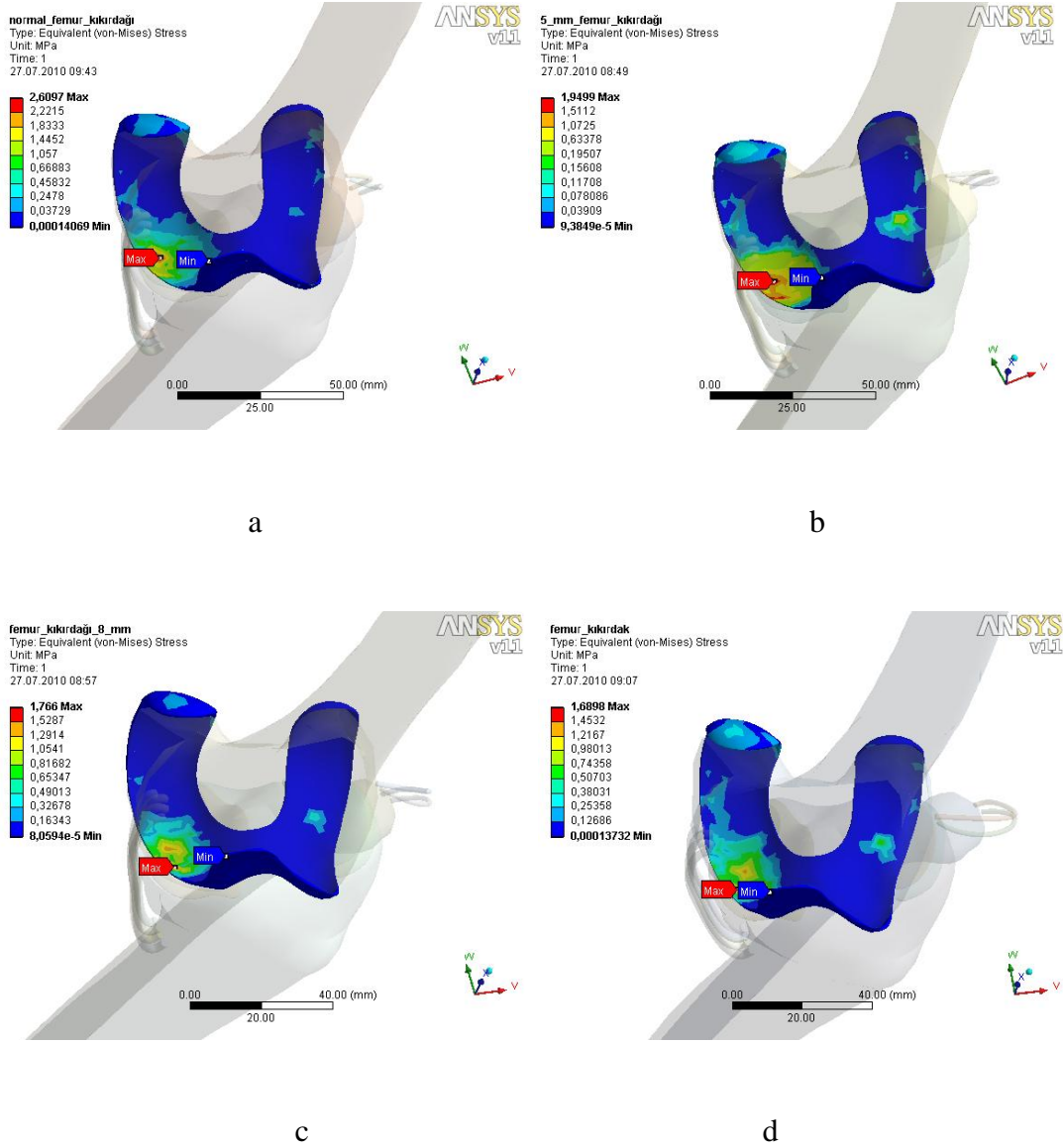
Diz eklemine oluşturan yapılardan femur üzerine etkiyen vücut yükü ilk olarak femur kıkırdağı üzerinden diz eklemine aktarılır. Bu nedenle, femur kıkırdağı üzerindeki gerilme miktarının farklı yükseklikteki tabanlık kullanımı için belirlenmesi önemlidir. Ayrıca, femur üzerinden aktarılan yükün, femur kıkırdağında oluşturduğu gerilme alanlarının belirlenmesi de gerekmektedir. Bu amaçla, varus deformitesi olan hasta modeli ele alınarak, femur kıkırdağı üzerindeki gerilme değerleri ve gerilme alanları araştırılmış ve 5 ,8 ve 10 mm tabanlık kullanılarak oluşturulan düzeltme (tedavi) modelleri kıyaslanmıştır (Şekil 5.6). Femur başına uygulanan vücut yükü neticesinde hasta model ve tabanlıklılı modeller için femur kıkırdağında meydana

gelen gerilmeler belirlenmiştir. Buna göre, Tablo 5.6'da gösterildiği gibi, 10 mm yüksekliğindeki lateral kamalı tabanlık kullanımı gerilme değerini azaltmaktadır.



Şekil 5.6: Femur kıkırdağında oluşan gerilmeler

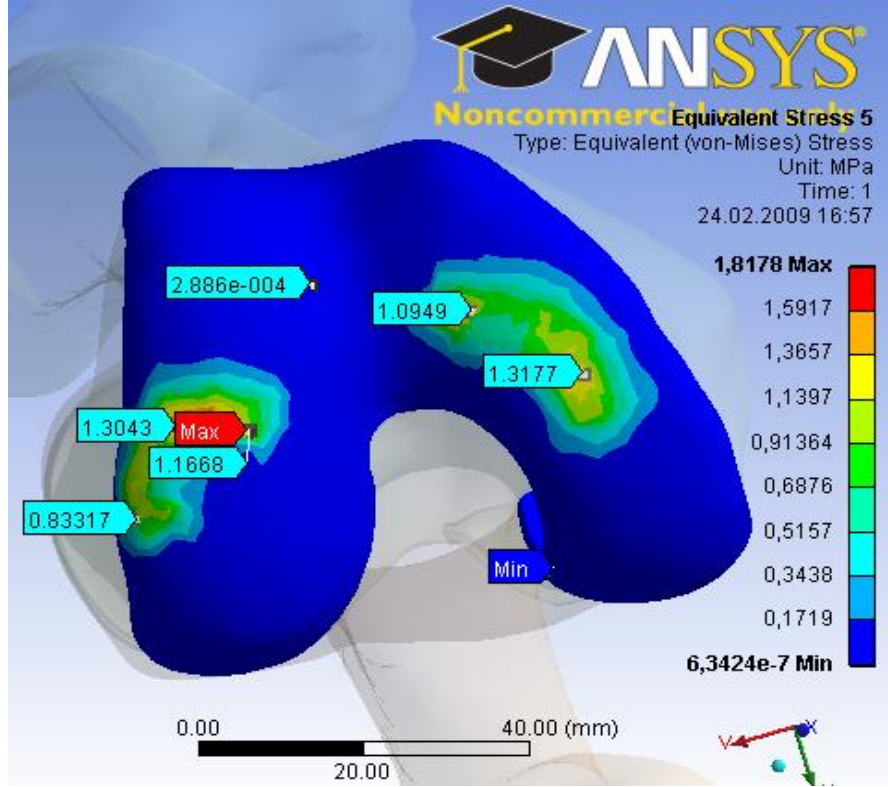
Femur kıkırdağı üzerinde normal tabanlık (düz) kullanımı ile varus hastası için yaklaşık 2.6 MPa en fazla gerilme değeri elde edilirken, 10 mm tabanlık kullanımı ile en fazla gerilme yaklaşık 1.7 MPa değerine gerilemektedir. Bunun yanında gerilme alanları dağılımının da iç (medial) ve dış (lateral) kısımlar üzerinde kıyaslanmasını yapmak sonlu elemanlar simülasyonları sonrasında mümkün olmuştur. Buna göre, varus hastası modeli üzerinde medial bölümde gerilme alanları ortaya çıkarken, lateral kamalı tabanlığın tüm ölçülerde lateral kısma gerilme dağılımını aktardığı görülmüştür. Buna göre ise en iyi sonuç yine 10 mm yüksekliğinde lateral kamalı tabanlık kullanımı ile medial ve lateral kısımlara gerilme dağılımlarının düzenli bir şekilde dağılması ile sonucu elde edilmiştir (Şekil 5.7).



Şekil 5.7: Femur kırıkdağında, a,b,c,d sırasıyla $h=0$ (normal) $h=5$ mm, $h=8$ mm ve $h=10$ mm tabanlık kullanımı sonrası meydana gelen gerilmeler

Şekil 5.8'de Özkan'nın [11] çalışmasında elde ettiği normal diz eklemi gerilme alanları ve en fazla gerilme değeri gösterilmiştir Lateral kamalı tabanlık kullanımı ile, gerilme dağılımını medial kısımdan lateral kısma kaydırması sonucu sağlıklı bir insanın diz ekleminde oluşan gerilme dağılımına yaklaşılmaktadır. 10 mm yüksekliğindeki tabanlık kullanımı ile Şekil 5.7'de gösterilen gerilme alanları dağılımlarına yakın bir sonuç elde edilmiştir. Bu nedenle lateral kamalı tabanlık

kullanımının gerilmeyi lateral kısma aktarması sağlıklı bir insanın diz eklemi gerilme dağılımına yaklaştırmaktadır.

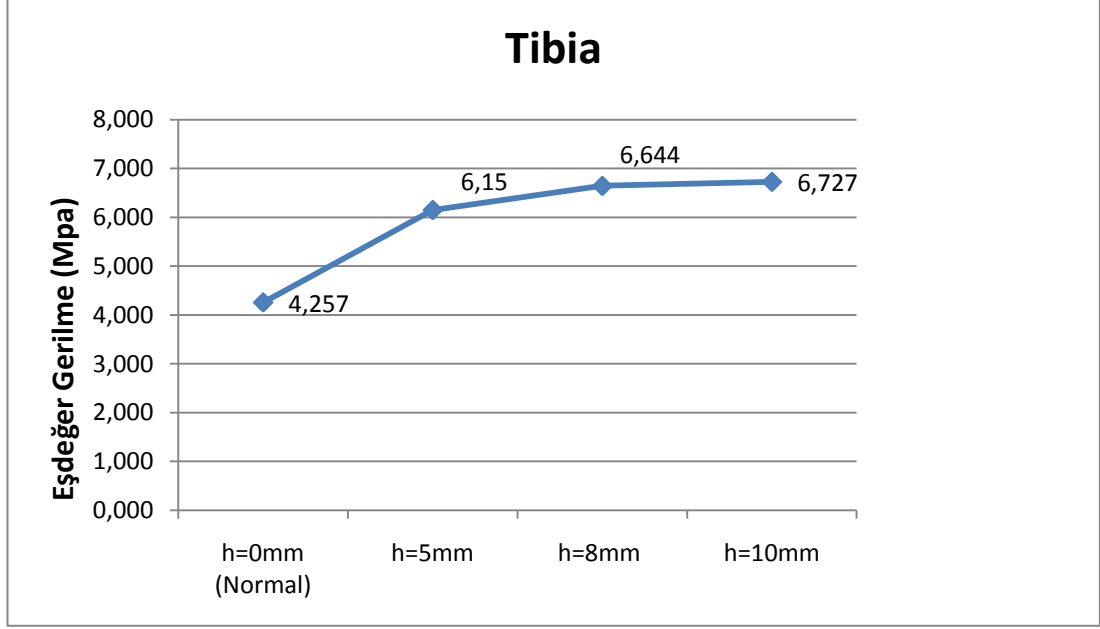


Şekil 5.8: Hasarsız diz eklemi modelinde femur kırıkdağı üzerindeki gerilmeler

5.4. Tibiada Meydana Gelen Gerilmeler

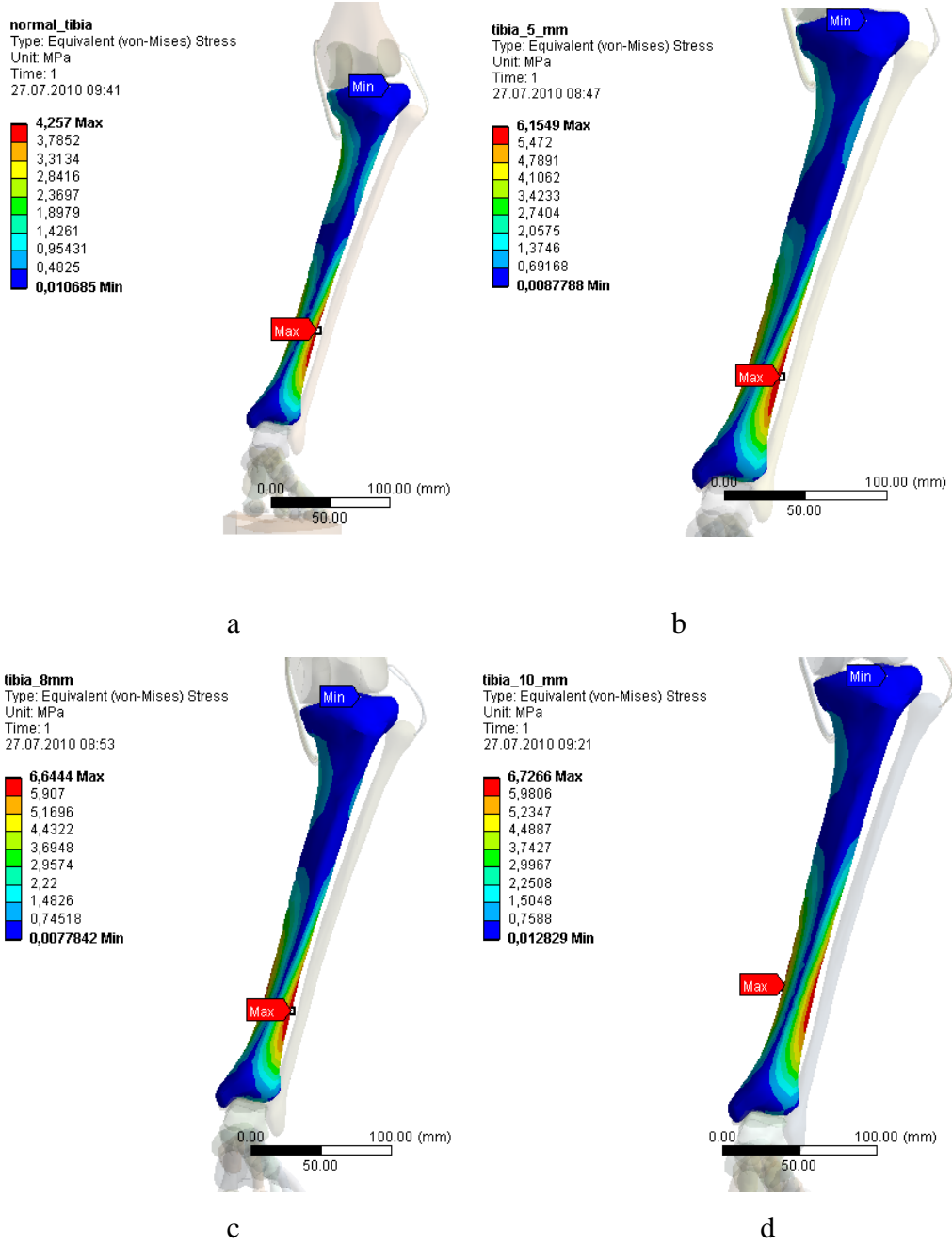
Tibia yapısı gereği uzun bir kemik olduğu için yük taşıma fonksiyonu olan bir kemiktir. Bundan dolayı, diz ekleminden gelen yükü ayak bileğine aktarır. Lateral kamalı tabanlılık kullanımı sonrasında, tibia üzerinde ortaya çıkan gerilmelerin belirlenmesi diz eklemi üzerinden ayak bileğine aktarılan yük açısından önemlidir. Tibial varus hastası modelinde, tibia kemiği eğri olmasından dolayı ayak bileği üzerinde bir moment oluşmaktadır. Bu moment neticesinde tibia üzerinde gerilmeyi arttırarak, ayak bileği üzerine yük bindirmektedir. Lateral kamalı tabanlılık kullanımı ile tibia kemiği sağlıklı bir insan eksenlerinin dizilimine yaklaştığı için tibia üzerindeki gerilme kama yüksekliğinin artmasıyla artmaktadır. Lateral kamalı

tabanlık yüksekliğine bağı olarak elde edilen en fazla gerilme değerleri Şekil 5.9'da gösterilmiştir.



Şekil 5.9: Tibia üzerindeki gerilmeler

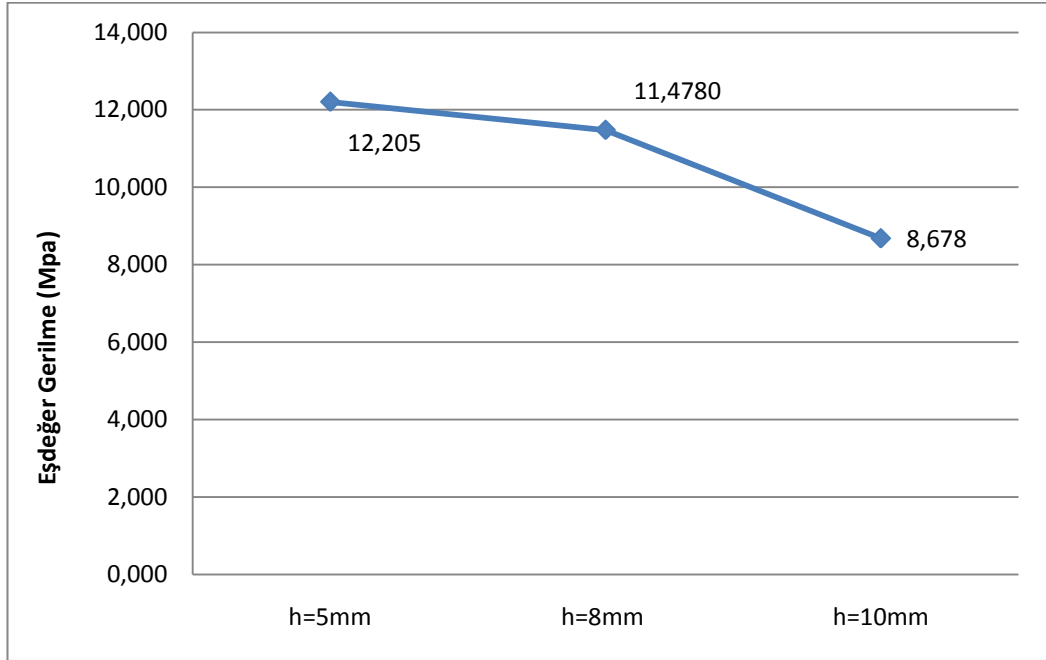
Şekil 5.10'da h=0,h=5 ,h=8 ve h=10mm tabanlık kullanımı neticesinde tibia üzerinde ortaya çıkan gerilme değerleri ve bölgeleri gösterilmiştir. Yaklaşık 4.3 MPa olarak ortaya çıkan en fazla gerilme tibia distal ucuna yakın dış tarafta ortaya çıkmıştır. H=5 ve 8 mm olan modellerde en fazla gerilme, h=0 (normal) tabanlık kullanımında olduğu gibi, distal dış uca yakın bölgede ortaya çıkmaktadır. H=10 mm tabanlık kullanımı esnasında gerilme dağılımı diğer tüm modellerden farklı olarak en fazla gerilme distal uç iç tarafta çıkmaktadır.



Şekil 5.10: Tibia'da, a,b,c,d sırasıyla $h=0$ (normal) $h=5$ mm, $h=8$ mm ve $h=10$ mm tabanlılık kullanımı ile oluşan gerilmeler

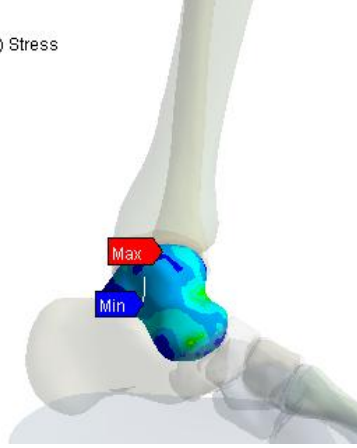
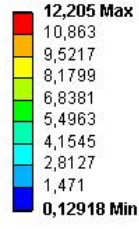
5.5. Talus'ta Meydana Gelen Gerilmeler

Ayak bileği kemiklerinden olan talus konumu gereği tibia üzerinden gelen yük ve momentleri ayak kemiklerine aktarır. Bundan dolayı, varus deformitesinde tibial eğrilik nedeni ile üzerinde moment ortaya çıkar. Bu moment tesiri ile talus üzerinde gerilme artar. Şekil 5.11'de görüldüğü gibi, 10 mm yüksekliğe sahip tabanlık kullanımı daha uygun olmaktadır. Şekil 5.12'de sırasıyla $h=5$, 8 ve 10 mm'lik tabanlık kullanımı esnasında meydana gelen gerilme dağılımları gösterilmektedir. Buna göre yaklaşık 12.2 MPa olan en fazla eşdeğer gerilme, 10 mm'lik tabanlık kullanımı ile 8.7 MPa'a düşmektedir.

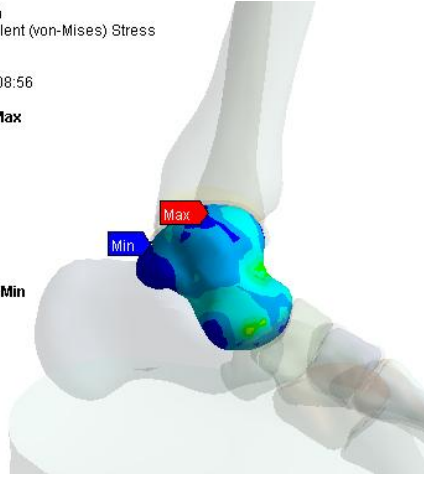
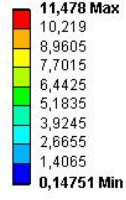


Şekil 5.11: Talus zerinde tabanlık kullanımına bağlı ortaya çıkan eş değer gerilmeler

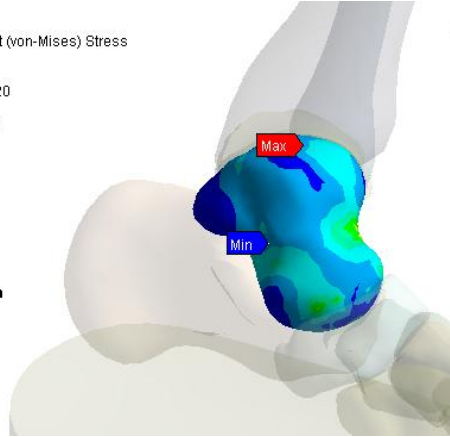
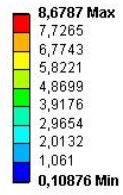
talus_5_mm
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
27.07.2010 08:48



talus_8_mm
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
27.07.2010 08:56



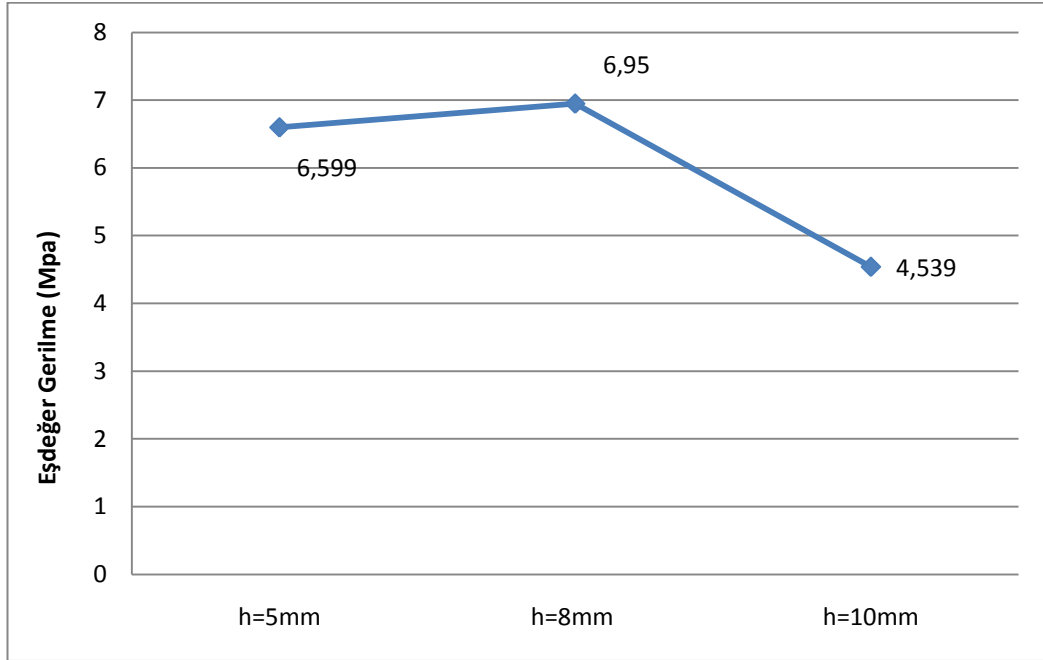
talus_10_mm
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
27.07.2010 09:20



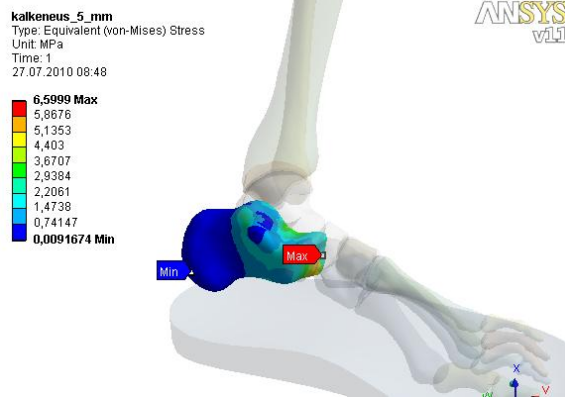
Şekil 5.12: Talus'ta, a,b,c sırasıyla h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlılık kullanımı ile meydana gelen gerilmeler

5.6. Kalkeneus'ta Meydana Gelen Gerilmelerin Tayini

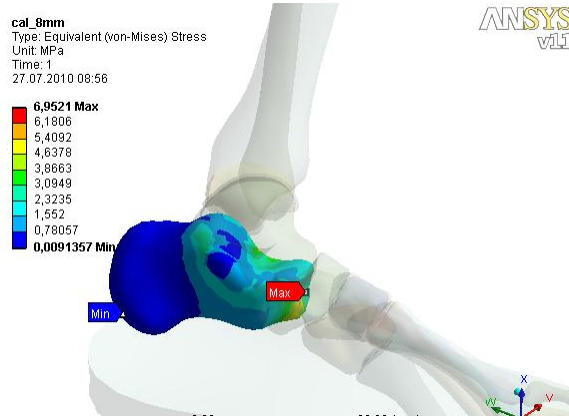
Topuk olarak da nitelenen kalkeneus kemiği ayak kemikleri bireysel olarak dűşünüldüğünde yere temas eden en büyük geometriye sahip unsurudur. Bundan dolayı üzerinde oluşan yük dağılımının varus deformitesinde belirlenmesi önem arz eder. Şekil 5.13'te gösterildiği gibi talus ile benzer bir durumda, 5 mm'lik tabanlık kullanımı ile yaklaşık 6.5 MPa olan en fazla eşdeğer gerilme, 10 mm'lik tabanlık kullanımı ile 4.6 MPa'a düşmektedir. Buradan da görüldüğü gibi, 10 mm yüksekliğe sahip tabanlık kullanımı daha uygun olmaktadır. Kemik üzerinde farklı yükseklikteki oluşan gerilme dağılımı Şekil 5.14'te verilmiştir.



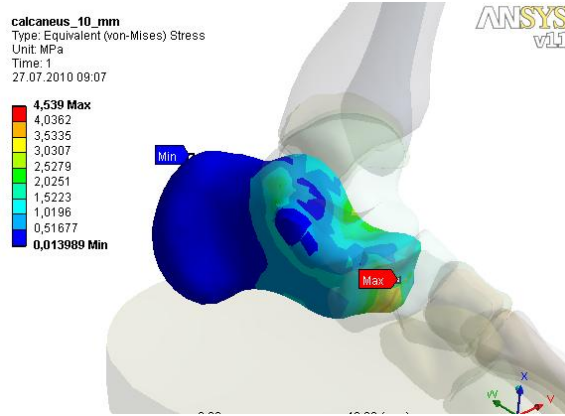
Şekil 5.13 Kalkeneus üzerinde tabanlık kullanımına bağlı ortaya çıkan eş değer gerilmeler



a



b



c

Şekil 5.14: Kalkeneus üzerinde, a,b,c sırasıyla h=5mm,h=8mm ve h=10mm tabanlık kullanımı sonrasında meydana gelen eş değer gerilmeler.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, tibial varus deformitesi olan bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen birebir alt eksterimite modeli üzerinde 5mm, 8mm, 10 mm yükseklikteki lateral kamalı tabanlılık kullanımı sonrasında alt eksterimite üzerinde ortaya çıkan gerilme dağılımları ve mekanik ekseninde meydana gelen değişimleri incelenmiştir. Varus deformitesi neticesinde sol alt eksterimite bölgesi ele alınmış ve sonuçlar bu bölge üzerinde kıyaslanmıştır.

Tibial varus modeli tibia kırırdağı üzerinde elde edilen gerilme dağılımı iç (medial) bölgede yoğunlaşmakla beraber dış (lateral) bölgede iç bölgeye göre az olarak elde edilmiştir. Tüm lateral kamalı tabanlılıkların gerilme bölgesini iç taraf üzerinden dış tarafa kaydıracağı sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, Şekil 5.1'de görüldüğü gibi 10 mm yüksekliğinde lateral kamalı tabanlılık kullanılarak, tibia kırırdağı üzerinde ortaya çıkan gerilmenin dış bölgeye aktarılması söz konusudur. Böylelikle, tibial varus bozukluğunda sürekli aşınma konumunda olan iç bölgeden dış bölgeye doğru yüklemenin kayması ve dolayısı ile mekanik eksenin normal duruş pozisyonuna yaklaştırılması mümkün olmaktadır.

Normal şartlar ve duruş pozisyonuna sahip bir alt eksterimette lateral menüsküs bölgesinde (kompartmanında) medial menüsküye göre daha fazla yük taşımaktadır. Buna karşılık, tibial varus deformasyonuna sahip modelde medial menüsküste oluşan eş değer gerilmenin lateral menüsküye oranla arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, tibial varus modelinde medial tibial kırırdağ üzerinde elde edilen eş değer gerilmeler lateral kompartmana göre yaklaşık 5 kat kadar artmaktadır.

Şekil 5.1'de verilen sonuçlara göre, 5 mm ve 8 mm lateral kamalı tabanlıkları modeller kullanılarak yapılan analizlerde, medial tibia kırırdağına binen yüklerin anlamlı olarak azaldığı, aynı zamanda lateral menüsküs ve lateral tibia kırırdağında oluşan eş

değer gerilmelerin ise arttığı görülmektedir. Lateral kamalı tabanlık kullanılarak, medial kompartmana binen yüklerin azaltılabildiğini ve alt ekstremitte dizilim bozukluklarının düzeltilmesine alternatif olabildiğini göstermektedir. Tabanlık kullanılarak yapılan analizlerde elde edilen dizilim ölçümlerinde deformitenin varus açısının azalması da bu sonucu desteklemektedir.

10 mm tabanlık kullanılarak yapılan çalışmada, medial tibia kırırdağına binen yükler 5 mm ve 8 mm tabanlıkları modellere göre artmıştır. Yine bu modelde, lateral tibia kırırdağında oluşan eşdeğer gerilmeler medial kırırdağa göre artmıştır.

10 mm lateral kamalı tabanlık kullanılan model üzerinde augmented edilen ortezler istenilen faydayı sağlamadığı gibi lateral kompartmanda yeni bir osteoartrit için zemin hazırlayabileceği söz konusu olmaktadır.

Literatür taraması sonucunda kırırdağın basma mukavemeti iç tarafta 14.8 ± 4.1 [MPa] dış tarafta 10.8 ± 4.8 [MPa] bulunmuştur[36]. Bu çalışmada yapılan analiz sonuçlarında ise varus deformitesine sahip olan hastanın kırırdağlarında oluşan gerilmeler belirtilen basma dayanım değerlerine yakinken lateral kamalı tabanlık kullanım sonucu bu değerlerin azaldığı görülmüştür. Buna göre kamalı tabanlık kullanımının varus deformitesinin düzeltilmesinde faydalı olabileceği düşünülmektedir.

Gerçeğe yakın çözümlene açısından, daha önce linear olarak tanımlanmış yumuşak doku için HiperElastik malzeme tanımlaması yapılabilir. Ayrıca tendonlar modelleme esnasında çizgi olarak tanımlanıp sonlu elemanlar modelinde link eleman olarak tanımlanarak çözümlene yapılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Ogata K, Yasunaga M, Nomiya H. The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. *Int Orthop* 1997;21: 308-12.
- [2] Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2000.
- [3] Balaban H., “Spor Ayakkabısının Biyomekanik Kurallara Göre Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi”, Lisans Bitirme Tezi”, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2006)
- [4] Gülçimen, B., Ülkü, S.” İnsan Ayağı Biyomekaniğinin İncelenmesi”, *Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, Cilt 13, Sayı 2, 2008
- [5] Souza, V., “Desing of Insole Using Image Base Analysis” The University of Tokyo, *Graduate School of Frontier Sciences*, 2007
- [6] Deland, J.T., Wodd. B.: “Foot Pain” *General Evaluation of the Patrent, Textbook of Rheumatology*, Fourth Edition, Volume 1, Chapter 28, Philadelphia, 1993,
- [7] John,D.,Hsu,M.D., "Biomechanics of the foot", *Atlas of orthoses end asistive devices*, Ed:Goldberg,B.,Mosby Company,ABS,1997
- [8] Mann, R.A.. “Biomechanics of the Foot” *Atlas of Orthotics*, Second Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis, Toronto, 1985,
- [9] Oatis, C.A.. “Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions” *Physical Therapy* Volume 68, Number 12, December, 1988
- [10] Yorulmaz A., “Bilgisayar Destekli Ortopedik Ayakkabı Kalıp Tasarımı ve İmalatı”, Yüksek Lisans Tezi, *Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2006)
- [11] Özkan, A., “İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi ve Kinematik Analizi”, Doktora Tezi, *Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Makine Eğitimi ABD, Kocaeli, (2010)
- [12] Henry, D.C., Scott, N., “Anatomy Surgery of the Knee Third Edition”, *Churchill Livingtone* 2, (2001).

- [13] Müezzinoğlu, S., “Ön Çapraz Bağ Anatomisi”, **Ön Çapraz Bağ Cerrahisi**, Editör Tandoğan, R., 1-10, (2002).
- [14] Üstüner, Y., “Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları”, Tıp Uzmanlık Tezi, **Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği**, İstanbul, 6-26, (2006).
- [15] Lockhart R.D., Hamilton G.F., Fyfe F.W., “Bones and Joints of Lower Limb Anatomy of the Human Body”, **Faber Ltd.**, 113-143, (1959).
- [16] Ferner, H., Staubesand, J., “Alt Ekstrimite Diz Bölgesi Sabotta” **İnsan Anatomisi Atlası Cilt 2**”, 18.Baskı (1985).
- [17] Magee D.J., “Orthopedic Physical Assessment”, **Knee Fourth Edition**, (2002).
- [18] Ege R., “Diz Anatomisi, Diz sorunları” Editör **Ege R.** 3. 27-54, (1998).
- [19] Tandoğan, R., Alparslan M., “Diz Cerrahisi”, **Haberal Vakfı**, Ankara 5-18, (1999).
- [20] Guyton, J.L., “Arthroplasty of Ankle and Knee, Campbell’s Operative Orthopaedics. 9th edition”, **Mosby-Year Book**, Inc. 232-295, St.Louis, (1998)
- [21] Neumann, D.A., "Kinesiology of the Musculoskeletal Systems"., Knee. In Neumann, D.A., **Mosby-Year Book**, Inc, 1st ed., page. 434-476, St. Louis (2002)
- [22] Stuart Schneller,. Knee anatomy, Montana Spine & Pain Center, Missoula MT, <http://www.eorthopod.com>. (**Ziyaret tarihi: 10 Eylül 2010**)
- [23] Tew, M., Forster, I.W., “Effect of knee replacement on flexion deformity” **Journal of Bone Joint Surg.** 67-B.14, (1985).
- [24] Gunston, F.H., “Polycentric knee arthroplasty prosthetic similation of normal knee movement”. **Journal of Bone Joint Surg.** 53-B.272, (1971).
- [25] Enercan M., “Total Diz Artroplastisi Orta Dönem Sonuçlarımız”, Uzmanlık Tezi, **Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği**, İstanbul, 7-23, (2004).
- [26] Larson, R.L., Jones, D.C., “Dislocations and Ligamentous Injuries of the Knee, 2nd edition”, **JB Lippincott Company**. 1480-1489, Philidelphia,(1984)
- [27] Girgis FG, Marshall JL, MonajemARSA "The cruciate ligaments ofthe knee joint. Anatomical, functionaland experimental analysis". **Clin Orthop.**, 106.216–231, (1975)
- [28] Mikosz, R.P., Andriacchi, T.P., “Anatomy and Biomechanics of the Knee Orthopedic Knowledge Update Hip and Knee Reconstruction”. Editor Callaghan JJ. **American Academy of Orthopaedic Surgeons**, 227, Rosemont, (1995)

- [29] Aglietti, P., Rinonapoli, E., Stringa, G., Taviani, A., “Tibial Osteotomy for the Varus Osteoarthritic Knee” *Clin. Orthop.* 176. 239-251, (1983)
- [30] Paley D., “Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation”, Principles of Deformity Correction, *New York, Springer* . 1-18, (2002).
- [31] Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B., , “The Elastic Moduli of Bone, Mechanical Properties of Bone” Ed. S. Cowin., *American Society of Mechanical Engineers*, AMD-45. 131-143. (1981)
- [32] Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Medrriaman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. “Effectiveness of a lateral wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis”. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83. 889– 93.
- [33] Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. “Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee” *Clin Orthop Relat Res*, (2000)
- [34] Cheung. J., Zhang. M., Leung. A. ve Fan. Yu-Bo., “Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing a Material Sensitivity Study”, *Journal of Biomechanics*, 38, No. 5, 1045-1054, (2005).
- [35] Odensten M, Gillquist J. "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction". *The Journal of Bone and Joint Surgery.*;67(2):257-262, (1985).
- [36] Ming, M., Dolstra, M., Linde, F. and Hivid, I., “Mechanical Properties of the Normal Human Tibial Cartilage-Bone Complex in Relation to Age”, *Clinical Biomechanics*, Vol 13, pp. 351-358, (1998).
- [37] Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B., , “The Elastic Moduli of Bone, Mechanical Properties of Bone” Ed. S. Cowin., *American Society of Mechanical Engineers*, AMD-45. 131-143. (1981).
- [38] Cehn, W.C., Ju C.W. and Tang F.t. “ Effects of total contact insoles on the plantar stres redistribution. a finite element analysis.” *Clinical Biomechanics* 18. S17-S24
- [39] Askew, M.J., Lewis, J.L., Jaycox, D.P., “Comparative evaluation of the total knee prosthesis design”, *Proceedings of the International Coference for Rehabilitative Engineering*, 68-70, (1980).
- [40] Askew, M.J., Lewis, J.L., Jaycox, D.P., Williams, J. L., Hori, R. Y., “Interface Stresses in a Prostheisis-Tibial Structure with Varying Bone Properties”, *Transactions of te Orthopeadic Research Society* 3, 17, (1978).
- [41] Örnek, A. M., “Burulma Yüküne Maruz İnsan Tibiasının Gerilme Analizi”, Yüksek Lisans Tezi, *Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 139, (2004).

- [42] Fois, M., Lamure, A., Fauran, M. J., and Lacabanne, C., "Viscoelastic of Human Bone", *Laboratoire de physique des polymeres*, UPS, Toulouse, (2002).
- [43] Nobuhiko, S., Masakazu, K., Toshio T., Kunio K., "Diagnosis of Discoid Lateral Meniscus of the Knee on MR İmaging" *Magnetic Resonance Imaging* 20 59–64, (2002).
- [44] Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC, "Biomechanics of trabecular bone" *Annu Rev Biomed Eng*; 3:307-33 (2001).
- [45] Ünal D., "Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri", Yüksek Lisans Bitirme Tezi, *Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü*, Ankara, (2008).
- [46] Materialise, "User Manual Book" www.materialise.com, (*Ziyaret tarihi: 01 Haziran 2010*)
- [47] Sonel, B., "Kalça Eklemi Biyomekaniği" *T. Klinik J. PM. R* 1, (2001)
- [48] Tan T., "Erişkenlerde Suprakondiler Femur Kırıklarının Cerrahi Tedavisi", Tıp Uzmanlık Tezi, *Dr. Lütfi Kırdar Eğitim ve Araştırma Hastanesi*, (2006)
- [49] Bell KM, Johnstone AJ, "Court-Brown CM, Hughes SPF. Primary Knee Arthroplasty for Distal Femoral Fractures in Elderly Patients", *J Bone Joint Surg.*; 74-B. 400-2, (1992).
- [50] Albert MJ. "Supracondylar Fractures of the Femur". *J AAOS*; 5 (3). 163-71, (1997)
- [51] Shahcheraghi GH, Doroodchi HR., "Supracondylar Fracture of the Femur Closed Or Open Reduction" *J. Trauma*; 34(4). 499-502, (1993).
- [52] Siliski JM, Mahring M, Hofer P., "Supracondylar-Intercondylar Fractures of the Femur, Treatment by Internal Fixation", *J. Bone Joint Surg*; 71-A. 95-104, (1989)
- [53] Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL., "Biomechanics of the Knee Extension Exercise", *J Bone Joint Surg*; 66-A. 725-32, (1984).
- [54] Healy WL, Broker AF., "Distal Femoral Fractures Comparison of Open and Closed Methods of Treatment", *Clin Orthop Relat Res*; 174. 166-71, (1983)
- [55] Verdonschot N, Huiskes R. "Can Polished Stems Reduce Mechanical Failures of the Cement/Bone Interface in THA?" *Trans. Eur. Orthop. Res. Soc.*; 5. 42- 51 (1995)
- [56] Sathasivam, S., Walker, P.S., "A Computer Model With Surface Friction for the Prediction of Total Knee Kinematics", *Journal of Biomechanics* 30,177–184 (1997)

ÖZGEÇMİŞ

Levent UĞUR, 1982 yılında Kocaeli’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Kocaeli ili Körfez ilçesinde tamamladı. Liseyi Körfez Endüstri Meslek Lisesi Makine Bölümünde tamamladı. 1998-2001 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Kocaeli MYO İnşaat bölümünde öğrenim gördü. 2001 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Otomotiv Öğretmenliği bölümünden 2006 yılında mezun oldu. Halen 2006 yılı eylül ayında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde başlamış olduğu Yüksek Lisans çalışmasını sürdürmektedir. Ayrıca Uzer Makine Kalıp Sanayi A.Ş. Tasarım bölümünde iş hayatına devam etmektedir.