

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİNDE FARKLI**  
**YÜKLEME ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Mustafa ÖZEN**

**Haziran, 2012**

**İZMİR**

# **ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİNDE FARKLI YÜKLEME ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**

**Doktora Tezi**

**Makina Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı**

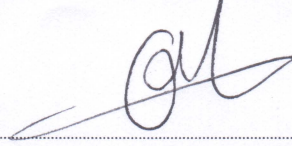
**Mustafa ÖZEN**

**Haziran, 2012**

**İZMİR**

## DOKTORA TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

MUSTAFA ÖZEN, tarafından PROF. DR. ONUR SAYMAN yönetiminde hazırlanan “ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİNDE FARKLI YÜKLEME ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir doktora tezi olarak kabul edilmiştir.



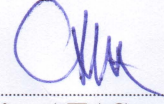
Prof. Dr. Onur SAYMAN

Yönetici



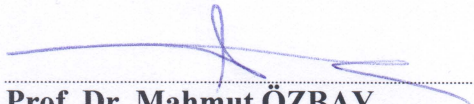
Prof. Dr. Hasan HAVİTÇIOĞLU

Tez İzleme Komitesi Üyesi



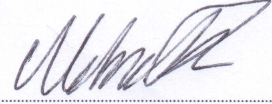
Doç Dr. Cesim ATAŞ

Tez İzleme Komitesi Üyesi



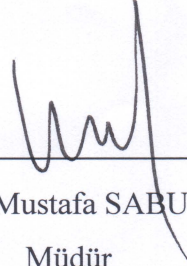
Prof. Dr. Mahmut ÖZBAY

Jüri Üyesi



Prof. Dr. Mehmet ZOR

Jüri Üyesi



Prof. Dr. Mustafa SABUNCU

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalıŐmasının baŐından sonuna kadar her aşamasında benden yardımlarını esirgemeyen değerli tez danıŐmanım Prof. Dr. Onur SAYMAN ve tez izleme komitesi üyesi Doç Dr. Cesim ATAŞ'a tüm kalbimle teŐekkürlerimi sunarım. Ayrıca çalışmada kullanılan verilerin temini ve sonuçların değerlendirmesi aşamasında yoğun iş temposuna rağmen desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Hasan HAVITIOğLU'na, deneysel çalışmada yardımcı olan Biyomekanik Anabilim Dalı araştırma görevlileri ve öğrencilerine ve modelleme aşamasında ki yardımlarından dolayı AraŐ. Gör. Akar DOğAN ve AraŐ. Gör. Volkan ARIKAN'a teŐekkürlerimi sunarım. Doktora eğitimim süresince tüm sıkıntılı ve yorgun anlarımda varlıklarıyla bana destek olan ve beni anlayıŐla karŐılayan biricik eŐim ve kızıma teŐekkürlerimi sunarım.

Mustafa ÖZEN

# ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİNDE FARKLI YÜKLEME ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI

## ÖZ

Bu çalışmada, hasarlı ayak bileği eklemlerinde kullanılan total ayak bileği protezleri incelenmiştir. Çalışmanın ilk bölümünde ayak-ayak bileği kompleksinin anatomisi ve biyomekanik özellikleri anlatılmıştır. Daha sonra günümüzde yaygın olarak kullanılan total ayak bileği protezleri ve protezlere ait çalışma sonuçları incelenmiştir. Çalışmanın ikinci bölümünde total ayak bileği protezlerinin ayak-ayak bileği kompleksinin davranışları üzerindeki etkileri sayısal ve deneysel yöntem olmak üzere iki ayrı şekilde incelenmiştir. Çalışmanın nümerik araştırma bölümünde, BT (Bilgisayar tomografisi) görüntüleri ile MIMICS ve SOLIDWORKS programları kullanılarak normal ve protezli ayak-ayak bileği kompleksine ait kemikler, yumuşak dokular ve protez bileşenlerine ait katı modeller hazırlanmıştır. Daha sonra bu modeller ABAQUS programına aktarılmıştır. Normal ayağa ait SEA (sonlu eleman analizi)'nde, kemikler ile kırıkdağlar arasındaki ve yumuşak doku ile zemin arasındaki etkileşimler kayan temas parçaları olarak tanımlanmışken yumuşak doku ile kemik yüzeyleri arasındaki etkileşimler yapışık temas parçaları olarak tanımlanmıştır. Buna ek olarak protezli ayak bileği için protez bileşenleri arasındaki ve protez bileşenleri ile tibia ve talus arasındaki etkileşimlerde kayan temas olarak tanımlanmıştır. Dengede duruş pozisyonu için modele ait statik analiz yapılmış ve normal ve protezli ayak bileklerine ait gerilme, gerinme ve plantar basınç dağılımları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın deneysel kısmında, hazırlanan bir bası deney düzeneği yardımıyla değişik duruş pozisyonları için kadavra bir ayağın normal ve total ayak bileği protezli durumlarına ait kuvvet deplasman değerleri incelenmiştir. Son olarak normal ve protezli ayaklar için elde edilen nümerik ve deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır.

**Anahtar Sözcükler:** Ayak bileği protezi, BT görüntüleri kullanılarak katı modelleme, sonlu elemanlar analizi.

# INVESTIGATION OF DIFFERENT LOADING EFFECTS ON LOWER EXTREMITY PROSTHESIS

## ABSTRACT

In this study, total ankle prostheses which are used for damaged ankles have been examined. In the first section of the study, the anatomy and biomechanical properties of ankle-foot complex have been described. Then, ankle prostheses which are widely used today and investigation results about these prostheses have been investigated. In the second part of the study the effects of total ankle replacement systems on the behaviors of ankle-foot complex have been investigated numerically and experimentally. At the numerical investigation part of the study, solid models of the normal and prosthetic ankle-foot complex bones, soft tissues and components of prosthesis have been generated by using CT images and MIMICS (Materialise) software and SOLIDWORKS software. Then these models have been transformed into ABAQUS codes. In the FEM models for normal ankle, interactions between bones to cartilages, and soft tissues to ground supports have been considered as sliding contact parts while interactions between the soft tissues and bone surfaces have been defined as tied contacting parts. In addition, for prosthetic ankle between the components of prosthesis and tibia and talus, sliding contacts have been defined. For balanced standing position numerical static analyses of models have been carried out and stress, strain and plantar pressure distribution of the normal and prosthetic ankles have been compared. At the experimental investigation part of the study, force displacement values of a normal and prosthetic cadaver foot for different standing positions have been investigated by using an experimental setup. Finally, obtained numerical and experimental results for normal and prosthetic foot-ankle complex have been compared.

**Keywords:** Ankle prosthesis, solid modeling by using CT images, finite element analysis.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEZ SONUÇ FORMU .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZ .....	iv
ABSTRACT .....	v
<b>BÖLÜM BİR – GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
1.1 Giriş .....	1
1.2 Önceki Çalışmalar .....	3
1.2.1 Ayak ve Ayak Bileği Kompleksinin Anatomisi ve Biyomekaniği .....	3
1.2.2 Ayak Bileği Artrodezi .....	7
1.2.3 Total Ayak Bileği Değişimi .....	9
1.2.4 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Modellemesi ve Analizi .....	14
<b>BÖLÜM İKİ – MATERYAL ve YÖNTEM .....</b>	<b>19</b>
2.1 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Anatomisi .....	19
2.2 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Biyomekaniği .....	21
2.3 Total Ayak Bileği Değişimi (TABD) .....	23
2.4 Ayak Bileği Protezi Dizaynı .....	23
2.4.1 İlk Dönem Tasarımlar .....	24
2.4.1.1 İlk Dönem Tasarımlarına Ait Sonuçlar .....	27
2.4.2 Modern Tasarımlar .....	28
2.4.2.1 TNK Protezi .....	28
2.4.2.2 AGILITY Protezi .....	29
2.4.2.3 STAR Protezi .....	30
2.4.2.4 BUECHEL-PAPPAS Protezi .....	31
2.4.2.5 SALTO TALARIS ve SALTO Protezleri .....	32

2.4.2.6 HINTEGRA Protezi .....	34
2.4.2.7 MOBILITY Protezi .....	35
2.4.2.8 BOX Protezi .....	36
<b>BÖLÜM ÜÇ – NÜMERİK MODELLEME ve ANALİZ .....</b>	<b>38</b>
3.1 Modelleme .....	38
3.1.1 Verilerin Hazırlanması .....	40
3.1.2 MIMICS Programı ile Üç Boyutlu Görüntülerin Oluşturulması .....	40
3.1.2.1 Medikal Verilerin Aktarımı .....	41
3.1.2.2 Eşikleme .....	41
3.1.2.3 Yoğunluk Alanlarının Bölünmesi .....	41
3.1.2.4 Bölge Büyütme .....	42
3.1.2.5 3B Görüntü Yapılandırılması .....	42
3.1.3 SOLIDWORKS Programı ile Katı Model Oluşturma .....	43
3.2 ABAQUS Programı ile Analiz .....	44
3.2.1 Geometrik Tanımlama .....	44
3.2.2 Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması .....	45
3.2.3 Temas Özelliklerinin Belirlenmesi .....	47
3.2.4 Ağ Oluşturma .....	48
3.2.5 Yükleme ve Sınır Şartları .....	49
<b>BÖLÜM DÖRT – MODELLEMeye AİT SONUÇLAR .....</b>	<b>50</b>
4.1 Sonlu Eleman Analizinden Elde Edilen Sonuçlar .....	50
4.2 Nümerik Sonuçlara Ait Tartışma .....	56
4.3 Nümerik Sonuçlara Ait Değerlendirme .....	58
<b>BÖLÜM BEŞ – DENEYSEL ÇALIŞMA .....</b>	<b>60</b>
5.1 Deneyde Uygulanan Materyal ve Yöntem .....	60
5.2 Deneysel Sonuçlar .....	62



5.3 Deney Sonuçlarına ait Değerlendirme .....	66
<b>BÖLÜM ALTI – SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....</b>	<b>68</b>
6.1 Sonuçlar .....	68
6.2 Öneriler .....	72
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>74</b>

# BÖLÜM BİR

## GİRİŞ

### 1.1 Giriş

Teknoloji hayatımızdaki tüm alanlara yenilikler getirirken, insanın hayatta kalma çabasına da tıp alanındaki gelişmelere öncülük ederek katkıda bulunmuştur. Günümüzde insandan insana yapılan organ nakilleri artık hayatın bir parçası olurken, yapay organlar, protezler ve implantlar ile insanoğlu kendi kendini onarma ve ciddi hastalıklar ve sakatlanmaların etkilerini azaltma yolunda önemli gelişmeler elde etmiştir.

Özellikle ortopedi ve dişçilik sahasında çok geniş bir uygulama alanına sahip olan protez ve implantların statik ve dinamik yüklemeler altındaki mukavemet özelliklerinin bilinmesi büyük önem teşkil etmektedir.

Çok hızlı gelişen teknoloji ile beraber mevcut bilim dalları arasındaki sınırların ortadan kalkması yeni pek çok bilim dalının ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bunlardan birisi de mekanik ve tıp ana bilim dallarının birleştirilmesi ile yeni bir bilim dalı olan biyomekanik alanıdır. Bu alanda yapılan koordineli çalışmalar sonucu elde edilen birçok yeni buluşlar insanoğlunun hizmetine sunulmaktadır.

Mekanik parçaların analizini yapmak üzere tasarlanmış bilgisayar programları zamanla tıp alanında kullanılmaya başlanmış ve insan vücudunun mekanik ve mukavemet açısından incelenmesi gündeme gelmiştir. Bu yöntemle kemiklerin kırılma mekaniği incelenmiş ve işlevini yitiren eklemler ve kemikler için yapılan takviye ve protezlerin geliştirilmesi ve test edilmesi sağlanmıştır. Söz konusu protezlerin testi için insanlar üzerinde deney yapmak tıp etiği açısından uygun olmadığından, en yakın biçimde modellenmiş bilgisayar simülasyonları ve bu simülasyonlardan elde edilen veriler ürünlerin gelişiminde çok önemli roller oynamıştır.

İnsan vücudunu ayakta tutan iskelet yapısı, gündelik denge duruşu, yürüme, koşma, zıplama gibi hareketler sonucu ortaya çıkan dinamik kuvvetlerin yanı sıra, düşme çarpma gibi ani darbelere de mukavemet göstermesi gerekmektedir. Bu yapının belirli kısımlarının zamanla yıpranması ya da bir kaza sonucu işlevini yitirmesi ya da kırılması durumunda uygulanan protez de hiç şüphesiz aynı mukavemeti göstermeli ve kişinin hayatına devamını sağlamasına olanak sağlamalıdır.

Ayak bozukluklarının tedavi ve önlenmesinde biyomekanik faktörler önemli bir rol almaktadır. Bu yüzden, herhangi bir ayak orthosisi veya cerrahi müdahalesinden önce ve sonra ayak ile ilgili biyomekanikğin anlaşılması zorunludur. Ayak-ayak bileği kompleksinin biyomekanik davranışı ile ilgili bilginin artırılması için ayak ve ayak bileğinin iç gerilmesi ve birim şekil değiştirmesi ile ilgili bilgiler gereklidir. Günümüzde bu parametrelerin doğrudan ölçülmesi oldukça zor olduğundan bu önemli bilgiler çok amaçlı bilgisayar modelleri kullanılarak elde edilmektedir.

Deneysel verilerin ve şartların zorluğuna ve yetersizliğine ek sağlamak için birçok araştırmacı daha fazla klinik bilgisine ulaşmak amacıyla sayısal (bilgisayar) metotlara dönmüştür. Yapıların düzensiz geometrilerini ve kompleks malzeme özelliklerini modelleyebilme ve karmaşık sınır ve yükleme şartlarını hem statik hem de dinamik analizde kolayca simüle etme kapasitesi sayesinde sonlu eleman (SE) gibi sayısal modelleme yöntemi birçok biyomekanik araştırmada başarılı bir şekilde artarak kullanılmaktadır. SE yöntemi sayesinde ayak ve değişik destekler arasındaki yük dağılımı tahmin edilebilmekte, deneysel yaklaşıma ek olarak ayak-ayak bileği kompleksinin iç gerilme ve birim şekil değiştirmesi ile ilgili ek bilgileri de elde edilebilmektedir. SE analizi sayesinde ayağın şekil modifikasyonları ve diğer dizayn parametrelerinin sonuçları için verimli parametrik değerlendirmeler hasta denemeleri olmaksızın sağlanmaktadır.

Birçok araştırma alanında olduğu gibi biyomekanikte de doğru bir sonlu eleman analizi için gerçek bir modelin kullanılması gerekir. Ayak bileğinin geometriksel olarak tam doğru bir şekilde modellenmesi oldukça zordur. Dolayısıyla gerçek

görüntüler kullanılarak elde edilen modeller daha doğru sonuçlar vermektedir. Bu çalışmada protezli ve protezsiz ayak/ayak bileği yapılarına ait CT görüntüleri kullanılarak model oluşturulmuştur.

Bu çalışmada ayak bileğinde kullanılan protezlerin, günlük yaşamsal hareketlerin sonucu olarak oluşan yüklere karşı mukavemeti ve oluşan gerilmeleri incelenmiştir. Çalışmanın ilk bölümünde ayak kemikleri ve biyomekaniği ile ilgili ve ayak bileğinde kullanılan protezler hakkında bilgiler verilmiş ve protez modellerine etkiyebilecek kuvvetler anlatılmıştır. İkinci bölümde ayak/ayak bileği yapısı ve ayak bileği protezlerine ait BT görüntüleri kullanılarak gerçek geometrilere ait modeller hazırlanmış ve bir sonlu eleman analizi programı kullanılarak bu modellere ait analizler yapılmıştır. Daha sonra hazırlanan deney düzeneği yardımıyla kadavra bir ayağın normal ve total ayak bileği protezli durumlarına ait kuvvet deplasman değerleri incelenmiştir. Son olarak normal ve protezli ayaklar için elde edilen nümerik ve deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır.

## **1.2 Önceki Çalışmalar**

### ***1.2.1 Ayak ve Ayak Bileği Kompleksinin Anatomisi ve Biyomekaniği***

Ayak-ayak bileği yapısı kompleks bir anatomik ve biyomekanik yapıdır. Duruş ve hareketi sağlayan bu yapı aynı zamanda alt ekstremitte yoluyla etkin güç transferinde önemli bir rol oynar. Ayak ve ayak bileği kompleksinde yapılacak cerrahi planlamalar, yara ve bozuk fonksiyonların tedavisi için bu bölgenin karmaşık anatomisi ve biyomekaniğinin tam olarak anlaşılması gerekir. Bu bağlamda durağan ve hareketli durumlar için bu kompleksin biyomekanik incelemesi birçok araştırmaya konu olmuştur. Bu çalışmalar insan denekler kullanılarak veya cesetlerden kesilen kadavra uzuvlar kullanılarak yapılmıştır.

Simpson ve Jiang (1999), yürüyüş esnasında her iki koordinat sistemi için ayağın iniş pozisyonunun zemin reaksiyon kuvvetlerinden nasıl etkilendiğini araştırmış. Bu çalışma için 10 bayan katılımcı seçilmiş ve her biri onar defa kuvvet platformu

üzerinde yürütülerek üç boyutlu olarak hareketleri kaydedilmiş. Smith, Rattananprasert ve O'Dwyer (2001), Pearson Korelasyonu ve Lineer Sistem Analizi yöntemlerinin her ikisini kullanarak yürüyüş sırasında ayak bileğinin koordinatlarını incelemiştir. 43 normal yetişkinin bacak ve ayaklarının arka kısımlarına üçer adet marker yerleştirilerek 30 Hz'lik dört kameralı bir hareket takip sistemiyle kayıt almışlar. MacWilliams, Cowley ve Nicholson (2003), ergen yürüyüşü sırasında normatif ayak eklem açıları, momentleri ve güçlerini incelemiştir. Çalışmalarında, 19 marker, altı kamera, bir basınç platformu ve kuvvet plakası kullanarak 18 katılımcıdan veriler alınmıştır. Hansen, Childress, Miff, Gard ve Mesplay (2004), ayak bileği protezi tasarımında kullanılmak üzere, yürüyüş süresince hasarsız bir insan ayak bileği eklemine ait sistem özelliklerini araştırmıştır. Değişik hızlarda yürüyen 24 kişi için sagittal düzlemde ayak bileği momentinin ayak bileği açısıyla değişimini incelemiştir. Yürüyüş esnasındaki değişik yürüme hızlarının ayak bileğinin yarı sertliğini değiştirdiği sonucuna varılmıştır. Yavaş ve normal yürüme hızlarında insan ayak bileği eklemine bir dönme yayı ve amortisör gibi davrandığını ancak yüksek hızlarda çok daha genişletilmiş bir sistem özelliği gösterdiği belirtilmiştir. Halstead, Turner ve Redmond (2005), Pasif halluks dorsifleksiyonu göstermiş 10 vaka ve 15 normal kişi için ayak bileği kompleksi ve birinci metatarsal eklemi arasındaki ilişkiyi yürüme sırasında elektromanyetik bir izleme sistemiyle takip ederek araştırmıştır. Protopapadaki, Drechsler, Cramp, Coutts ve Scott (2007), basamak çıkma sırasında alt eklemlerin normal fonksiyonel parametrelerini incelemiştir ve sağlıklı kişilerdeki basamak çıkma ve inme hareketlerini karşılaştırmıştır. Yaşları 18-39 arasında değişen 16 erkek ve 17 bayan gönüllünün yüksekliği 18 cm ve genişliği 28,5 cm olan dört basamaklı bir merdiven üzerinde ki iniş ve çıkışı sırasında 3B hareket analiz sistemi kullanılarak veriler toplanmıştır. Test sonuçlarında basamak çıkma sırasında inmeye oranla önemli ölçüde daha büyük kalça ve diz momentlerinin oluştuğu görülmüştür. Ayak bileğinin dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon açıları ise basamak inme sırasında çıkmaya oranla daha büyük değerler gözlemlenmiştir. Sonuç olarak sağlıklı insanlarda basamak çıkmanın basamak inmeye oranla biyomekaniksel yükler üzerinde daha büyük etkileri olduğu belirtilmiştir. Sasimontankul, Bay ve Pavol (2007), koşmanın aşamaları sırasında, tibianın distal ucuna etkiyen kemik temas kuvvetlerinin ve bu kuvvetlere dış ve iç kaynakların katkılarının hesaplanması için

deneysel ve modelleme yaklaşımları kullanmış. 3,5-4 m/s hızla koşan 10 erkek koşucu için hareket yakalama ve kuvvet plakası verileri kaydedilmiş. Bu veriler kullanılarak ters ve optimizasyon yöntemleri kullanılarak tibia üzerindeki eklem reaksiyon kuvveti, kas kuvvetleri ve kemik temas kuvvetleri hesaplanmış. Orta duruş sırasında, tibianın distal ucu pik kuvvet olarak  $9,00 \pm 1,13$  vücut ağırlığı kadar sıkışmaya ve  $0,57 \pm 0,18$  vücut ağırlığı kadar kesme kuvvetine maruz kalmış. Bacağın ileri eğimi nedeniyle, dış zemin reaksiyon kuvvetine göre içsel kas kuvvetlerinin tibianın sıkışmasının birincil nedeni iken eklem reaksiyon kuvvetleri tibiada ki kesmenin birincil nedeni olarak belirtilmiş. Orta duruş sırasındaki pik basınç ve arka kesme kuvvetlerinin, tibianın arka yüzündeki stres kırıklarına katkıda bulunduğu ve koşma tekniğindeki değişimlerin potansiyel stres kırığı riskini azaltacağı belirtilmiş. Boonpratatang ve Ren (2010), yürümenin evreleri sırasında insan ayak-ayak bileği kompleksinin biyomekaniksel fonksiyonlarını incelemiş. 3B kızılötesi çoklu-kamera sistemi kullanarak 3B yürüme ölçümleri yapılmış ve zemin reaksiyon kuvvetlerini kaydetmek için bir kuvvet plakası kullanılmış. Ayak-ayak bileği kompleksi üç eklemlerle birleştirilen dört bölümlü bir sistem olarak modellenmiş. Kinematik ve kinetik sonuçlar, yürüyüşün evreleri sırasında insan ayak-ayak bileği kompleksinin iki değişik konfigürasyonlu bir mekanizma gibi çalıştığını göstermişler. Bunun zemin reaksiyon kuvvetinin moment kolunda önemli bir düşüşe neden olduğu ve böylelikle ayak bileği plantarfleksiyon kaslarının etkili mekanik avantajlarını yükselttiği belirtilmiş. Sinitski, Hansen ve Wilken (2012), sağlıklı vücuda sahip ve tek taraflı ampute ayak-ayak bileği sistemine sahip kişilerin düz zemin ve basamak iniş-çıkış performanslarıyla ilgili kapsamlı bir dizi biyomekanik veri sağlanmış ve protezlerin normal performanstan sapmalarını karakterize etmiş. Bu amaçla 12 gönüllü üzerinde deneyler yapılmış ve tüm adaylar basit biyomekanik yürüyüşe (düz zemin yürüyüşü, basamak iniş-çıkış) tabii tutulmuş ve tüm vücut kinematiği hareket algılayıcı 26 adet kameradan oluşan sistemle kaydedilmiş. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, protez bacakların basamak iniş-çıkışına karşın düz zemin testlerinde normale yakın hareket kabiliyeti ve güç çıktısı sağladığını göstermiş. Ancak basamak iniş-çıkış testlerinde ise sağlıklı bir vücuda oranla büyük farklılıklar gözlemlenmiş.

Liu ve Lanctot (1997), ayak bileğinin biyomekaniksel haritasının oluşturulması için yeni dondurulmuş, insan kadavrasına ait ikinci metatarsal eklemine içsel malzeme özelliklerini hesaplamışlar. Kıkırdağa ait Aggregate Modülü, Poison Oranı, Kayma Modülü, Geçirgenlik ve kalınlık değerlerini hesaplamışlar. Sharkey ve Hamel (1998), yürümenin aşamaları için dinamik kadavra modeli geliştirmişler. Geliştirdikleri aparatla beş kadavra ayak tekrarlı olarak test edilmiş. Ölçümler sırasında y, x ve z eksenine doğrultusunda ölçülen kuvvetlerin pik değerleri, sırasıyla vücut ağırlığının %110, %18 ve %4'ü olduğu ve tibial şafttaki bası kuvvetlerinin vücut ağırlığının %410'u değerlerine çıktığı görülmüş. Leardini, Connor, Catani ve Giannini (1999), pasif hareket esnasında ayak bileğindeki eklemlerin ve temel bağların 3B kinematiki üzerine çalışmış. Sadece gerekli minimum yükü uygulayarak ayak bileğine fleksiyon hareketleri veren bir teçhizat modellenmiş. Çalışmada eklem hareketleri sadece eklem yüzeyleri ve bağlarla sınırlandırılmış. Yedi kadavra numune için stereoskopik bir sistem ile duran tibiaya göre, topuk, talus ve fibulanın rölatif hareketleri takip edilmiş. Tüm numuneler için dönme ekseninin kemiklere bağlı olduğu görülmüş. Ayrıca pasif fleksiyonda ayak kompleksinin tek serbestlik dereceli bir sistem gibi davrandığı belirtilmiş. Hansen, Otis, Kenneally ve Deland (2001), eklem pozisyonunun geri besleme kontrolünü modellemek için ayak oryantasyonuna bağlı bir ayak ve ayak bileği yükleme aparatı geliştirmiş. Klinik olarak anlamlı tek bir yürüyüş döngüsü için kendi modellerinin performansı araştırılmış. Aşil tendonları ve tibianın arka kısmındaki tendonlar için kuvvet değerlerinin tanımlanması yerine, bu tendonların kapalı döngü plantarflexiyon ve inversiyon geri besleme kontrolü kullanılarak verilen bir topuk oryantasyonuna erişmesi için gerekli kuvvetler hesaplanmış. Böylece, verilen bir oryantasyonu elde etmek için gerekli olan Aşil ve tibianın arka kısmındaki tendon kuvvetleri her bir kadavra için deneysel olarak belirlenmiş. Bu kuvvetlerle yüklenen kadavra ayakları ile sağlam ve yaralanmış modeller için eklem pozisyonu ve yumuşak doku gerilmesi gibi biyomekanik veriler elde edilmiş. Hamel, Sharkey, Buczek ve Michelson (2004), bir dinamik kadavra modeli kullanarak yürüme sırasında tibia, talus ve kalkaneus hareketleri ve yürümenin aşamalarını 3B olarak analiz etmiş. 8 sağ kadavra ayakta her üç kemiğe rijit markırlar yerleştirilmiş ve tibiaya göre talus ve kalkalenousta ki ve talusa göre kalkalenoustaki dönmeler analiz edilmiş. Ying, Kim,

Wong ve Kam (2004), çift Euler açıları yöntemini uygulayarak insan ayak bileği eklemi kompleksinin pasif hareket özelliklerini incelemiştir. 10 adet diz altı ayak kadavra örneğinden ayak bileği eklemi kompleksinin 3B kinematik verileri elde edilmiştir. Elektromanyetik bir izleme cihazı kullanarak pasif dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon sırasındaki kinematik veriler ölçülmüştür. Sonuç olarak çift Euler açıları yönteminin ayak bileği eklemi hareket özelliklerini analiz etmek için uygun olduğu belirtilmiştir.

### ***1.2.2 Ayak Bileği Arthrodesi***

Hasarlı ayak bileği eklemleri, ayak ve ayak bileği kompleksinin biyomekaniksel değişimlerinde önemli bir rol oynar. Ritim ve adım uzunluğunun azalmasıyla asimetrik bir yürüyüş meydana gelir ve yürüme hızı düşer. Tüm düzlemlerde ayağın arka kısmının hareketi azalır ve bu azalma ön ayağa yansır. Normal bireylerde görülen ayak bileği ve subtalar eklem hareketi eşleşmeleri kaybolur ve düşey zemin kuvvetlerinin pik değerlerinde değişim görülür. Hasarlı ayak bileklerinin yeniden yapılandırılmasında arthrodes (eklemlerin kaynaştırılması) operasyonu önemli bir rol almaktadır. Sıkıştırma arthrodesinin orijinal tanımından bu yana ayak bileğinin arthrodesiyle ilgili çeşitli teknikler kullanılmıştır. 1950'lerin başında 1970'lerin ortasına kadar, dış fiksasyon baskın teknik olarak kullanılmıştır. 1970'lerin sonundan 1980'li yıllara ayak bileği arthrodesi için iç fiksasyon yöntemi geliştirilmiştir. 1990'lı yıllarda minimal veya deformsiz ayak bileği arthrodesi için artroskopik ayak bileği arthrodesi geliştirilmiştir. Literatürde ayak bileğinin sabitlenmesi ile ilgili değişik yöntemler yer almıştır.

Wu ve ark. (2000), bilgisayarlı bir hareket analiz sistemi geliştirerek ayak bileği arthrodesinin normal yürüyüş anında ayağın ön ve arka kısımlarının üç boyutlu kinematik davranışı üzerindeki etkilerini incelemiştir. Ayak ve ayak bileğinin hareketini tanımlamak için üç segmentli katı bir cisim modeli kullanılmıştır. Ayak bileği arthrodesi yapılmış bir hastanın ayağının sagittal düzlemdeki arka ayak hareketinin normal bir kişiye göre önemli ölçüde azaldığı görülmüştür. Kinematik veriler sagittal düzlemde bulunan ayağın orta kısmında genel bir rijitlik belirtmiştir. Ön



ayağın sagittal düzlemdeki hareketi ve ayağın arka ve ön kısmının enine düzlemdeki hareketleri normal kişilere oranla hastalarda arttığı belirtilmiştir. Panikkar, Taylor, Kamath ve Henry (2003), sadece kompresyon vidaları veya plaster veya Charley kompresyon kelepçeleri ve vidalarıyla yapılan ayak bileği sabitleme yöntemlerinin enfeksiyon oranlarını ve sonuçlarını karşılaştırmışlar. 20 si açık metot, 21'i artroskopik metotla birleştirilmiş 41 ayak bileğini 8 aydan 8 yıla kadar takip etmişler. Klinik füzyon oranı ve radyografik füzyon oranı için yöntemler arasında anlamlı bir fark çıkmamış. Ancak Charley sıkıştırma kelepçeleri ve vidaları kullanılarak yapılan fiksasyon işlemi sonunda 25 ayak bileğinde talar boyunca stres kırığı görülmüştür. Connor ve Nabhani (2004), artrodez işlemi sırasında temas alanının ve basınçlarının farkını değerlendirmişler. Değişik eklem yüzeyleri ve kompresyon pimi konumları için karşılaştırmalar yapılmış. Ayrıca Aşil tendonlarının bu yapılar üzerindeki etkileri de dikkate alınarak bu yapıların mekanik stabilitesi hesaplanmış. Sonuç olarak kavisli ve düz kesim senaryoları arasında bağlantı temas alanı ve basınç bakımından çok az fark olduğu belirtilmiştir. Düz ve kavisli kesimlerin her ikisinde de ön konumdaki pim pozisyonunun en iyi temas alanını verdiği sonucuna varılmış. Saragas (2004) çalışmasında seçilmiş hastalarda artroskopik ayak bileği artrodezi ve açık teknikler, hasta memnuniyeti, teknik kolaylığı, hastanede kalma süresi ve kaynama oranı açısından karşılaştırmış. Sonuç olarak, ayak artriti olan hastalarda artroskopik ayak bileği artrodezinin uygun bir alternatif tedavi olduğu belirtilmiştir. Fadel, Nassif, Clift ve Rowley (2006), anterior bir yaklaşım ile 22 hastanın 23 ayak bileğine iki vida ve bir gerilim cihazı kullanılarak artrodez yapılmış ve ortalama 49 aylık bir süre boyunca takip edilmiş. Bu operasyon sonucunda, on altı hasta çok memnun olduğunu, üçü memnun olduğunu, ve üçü de memnun olmadığı belirtmiş. Sonuç olarak, bu tekniğin aşırı miktarda stabil fiksasyonu sağladığı ve sadece karmaşık durumlarda ve kemik kalitesi kötü olan hastalarda yararlı olacağı belirtilmiştir. Khazzam, Long, Marks ve Harris (2006), dejeneratif eklem hastalığı olan hastalarda yürüyüş sırasında ayak ve ayak bileğinde ortaya çıkan kinematik değişimleri incelemiştir. Artrodez işlemi sonunda yürüyüş sırasında birden çok segment ve düzlemde ayak bileği eklem hareketi miktarının azalacağı belirtilmiştir. Wroslavsky, Giorgini, Japour ve Emmanuel (2006), kompresyon vidaları kullanılarak ayak bileği artrodezi uygulanan hastalara ait geriye dönük takibi

raporlamış. Hastalar ameliyat sonrası 12 hafta için kısa bacak alçısıyla ağırlıksız durumda tutulmuş. Ortalama 55 aylık takip süresi sonunda sonuçlar, klinik muayene, radyografi ve hasta memnuniyeti anketleri ile değerlendirilmiş. Tüm hastalarda füzyon elde edilmiş ve kaynama gecikmesi, enfeksiyon veya deri uyuşmasına ait hiçbir durum oluşmamıştır. Çapraz kompresyon vidaları ile yapılan ayak bileği artrodezinin genel açık artrodez operasyonuna yararlı bir alternatif olduğu görülmüş. Schubert, Ruch ve Hansen (2008), ayak bileği artrodezi için Tripod Fiksasyonu yöntemini kullanmış. Bu yöntemde vidaların yönleri füzyon bölgesi boyunca dairesel bir sıkışma sağlayacak bir tripod şeklinde kullanılmış. Vidaların stratejik konumlarının distal tibia daki gerilme artışına neden olan gerilme yığılmalarını engellediği belirtilmiş. Krissen ve ark. (2011), intramedüller çivi kullanılarak ayak bileği artrodezi yapılmış 30 hastaya ait klinik sonuçlarını değerlendirmiş. Biomet marka kilitli intramedüller basınç çivisi kullanılan hastalarda yüksek memnuniyet düzeyi ile olumlu klinik sonuçlar görülmüş.

### ***1.2.3 Total Ayak Bileği Değişimi***

Total ayak bileği değişimleri ilk olarak 1970'li yılların başında denenmiş, fakat erken dönem sonuçlarının zayıf olması nedeniyle bu yöntem artrodez lehine terk edilmiştir. Fakat artrodez operasyonu da tamamen tatmin edici olmamış ve daha fazla ayak arkası artritine neden olduğu görülmüştür. Bu durum eklem değişimi çalışmalarında yeniden bir canlanmaya neden olmuştur. Ayak bileğinin doğal anatomisi ve ilgili biyomekaniğini daha fazla temsil eden yeni dizaynlara ait ümit verici sonuçlar total ayak bileği değişiminde ilgiyi yeniden arttırmıştır. Değişik ayak bileği eklemi proteziyle ilgili yapılan çalışmalar aşağıda ki gibidir.

Dyrby, Chou, Andriacchi ve Mann (2004), ayak bileği rahatsızlığı olan hastalara STAR protezinden önce ve sonraki dönemlerde yürüme sırasında ayak bileğinin işlevlerini değerlendirmişler. Bir yürüme analizi laboratuvarında operasyondan hem önce hem de sonra yaş ortalaması 65 olan 9 hastayı incelemişler. Artroplasti hastalarında normal kişilere oranla ayak bileğindeki hareket açıklığında azalma görülmüş. Ameliyat sonrası artroplasti hastalarında ameliyat öncesi duruma göre

plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon kaslarına etkiyen momentlerin önemli ölçüde geliştiği belirtilmiştir. Kumar ve Dhar (2007), tek bir cerrahın öğrenme dönemi süresinde ki ilk 50 total ayak bileği değişimlerinin sonuçlarına ait bir rapor hazırlamış. 43 hastaya 50 adet STAR protezi implante edilmiş. İlk 25 hasta ile sonraki 25 hastaya ait ameliyat sonuçları karşılaştırılmış. Ortalama 36 aylık bir takip sürecinde ortalama fonksiyonel puan 50,5'den 77,31'e yükseldiği belirtilmiştir. Watanabe ve ark. (2009), eksenel, kesme kuvvetleri ve dönme yüklemeleri sırasında çok eksenli kuvvetleri, momentleri ve deplasmanları ölçen bir cihaz ile STAR protezi implante edilmiş sekiz alt ekstremite kadavrayı test etmiş. Test için tibia yüzeyine nötral, dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon durumlarında 700 N'luk kuvvet uygulanmış. Sağlam ve protezli ayak bilekleri için gevşeklik belirlenmiş ve yük deplasman eğrileri karşılaştırılmış. Total ayak bileği artroplastisi olan ayak bileklerinde deplasmanlar daha fazla çıkmıştır. Yüksüz ve 700 N eksenel yüklemeli durumların her ikisi için protezli ayak bileğinde normal ayak bileğine göre daha fazla gevşeklik olduğu belirtilmiştir.

Houdijk, Doets, Middelkoop ve Veeger (2008), yürüyüş esnasında Buechel Pappas protezi implantından önce ve sonra ayak bileği eklemlerinde ki mekanik yük ve yarı-rijitliğin sağlıklı bir ayak bileğindeki normal yük ve rijitlikten farklılıklarını araştırmış. Bunun için 10 sağlıklı ve 10 total ayak bileği değişimi yapılmış kişiler seçilen bir yürüme hızıyla bir izleme sistemi kullanılarak takip edilmiş. 3B ayak bileği kinematiği ve zemin reaksiyon kuvvetleri ölçülmüş ve ölçülen bu değerler kullanılarak 3B eklem momentleri ve eklem yarı-rijitlik katsayısı hesaplanmış. Ayak bileğindeki pik moment ve rijitlik katsayılarında hasta ve normal kişiler arasında fark gözlemlenmiş. Ayak bileğindeki içsel işteki küçük değişimler haricinde, implantasyondan sonra ve normal ayak bileklerinde mekanik yüklemelerde önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir. Ali, Higgins ve Mohamed (2007), bağımsız cerrahlar tarafından yapılan 35 çimentosuz Buechel Pappas total ayak bileği protezi implantasyonuna ait fonksiyonel ve radyolojik sonuçları beş yıl boyunca takip etmişler. Hastaların %97'si operasyondan mutlu olduklarını ve operasyonun başarılı olduğunu belirtmiş. Hastaların %67'sinde ağrısız veya zaman zaman ağrı olduğu belirtilmiştir. Tüm hastalar operasyon sonrasında hareket etmiş ve

bunların % 45'i koltuk değneklerine ihtiyaç duymamış. Detrembleur ve Leemrijse (2009), total ayak bileği protezinin, mekanik ve enerjik değişkenler açısından yürüyüş üzerindeki etkilerini değerlendirmiş. Tek taraflı Bueshel Pappas marka ayak bileği protezi takılan 20 hastada operasyondan önce ve operasyondan yaklaşık 7 ay sonra gözlemsel bir çalışma yapılmış. Ayak bileği kinematiği, mekaniksel iş ve elektromanyetik aktiviteleri değerlendirmek için hareket analizi cihazı kullanılmış. Sonuçlar total ayak bileği protezinin hareket fonksiyonları üzerinde olumlu etkileri olduğu gösterilmiş.

Affatato, Leardini, Leardini, Giannini ve Viceconti (2007), ayak bileği protezlerinin aşınma oranlarının incelenmesi için bir diz giyim simülatörü geliştirmiş ve bu simülatörle elde edilen değerleri kullanarak yeni bir üç bileşenli protez geliştirimini incelemişler. Bu simülatör yardımıyla Box protezi incelenmiş. İki milyon döngüden sonra üç numune için kütle kaybı sırasıyla 32,68 mg, 14,78 mg, ve 62,28 mg olarak ölçülmüş. Ingrosso ve ark. (2009) çalışmalarında, geliştirilen bir Box proteziyle ayak bileği değiştirilen hastalarda ki erken fonksiyonel iyileşmeleri takip etmiş. Eklem kinematiği ve kinetiğinin 3B ve anatomisi için bir protokol geliştirilmiş. 6 ve 12 ay takip eden aylarda 44,3 olan AOFAS skorunun sırasıyla 81,5 ve 81 olarak yükseldiği belirtilmiş. Değiştirilmiş ayak bileklerinin 6 ay ve 12 aylık dönemlerde üç anatomik düzlemdeki dönme ve momentleri normal bir aralık göstermiştir. Özellikle sınırlı bir plantarfleksiyon oluşmasına rağmen dorsifleksiyon değeri aralığındaki artışın oldukça önemli olduğu belirtilmiş. Giannini ve ark. (2011), Box protezinin yeni bir dizaynının gerçekleştirilmiş. Tasarım konseptini klinik olarak test etmek için 156 hastaya 158 protez implante edilmiş. Ve ortalama 17 ay boyunca takip edilmiş. AOFAS skoru 12, 24, 36 ve 48. aylarda sırasıyla 36,3'ten 74,6, 78,6, 76,4 ve 79,0'a yükseldiği belirtilmiş. Değiştirilen ayak bileğinde tibial parça üzerindeki meniscal yatak hareketi ve fleksiyon aralığı oranında önemli bir korelasyon görülmüş. Nananatomik şekilli talar ve tibial bileşenlerde tam uygun interpoze menüsküs yatağının kısa vadede güvenlik ve etkinlik sağladığı belirtilmiş. Fakat bu protezin daha iyi değerlendirilmesi için daha uzun bir takip süresinin gerekliliği belirtilmiş.

Valderrabano ve ark. (2007), bir yıl boyunca üç ay aralıklarla ayak bileği hastalarının ayak bileği protezi implantı öncesi ve sonrası klinik ve yürüyüş özelliklerini belirlemiştir. Bu çalışma kapsamında Hintegra marka protez takılan 30 hasta ele alınmıştır. Total ayak bileği protezi değişimi yapılan hastalarda 3 ay sonunda yürüme kötüleşmesi görülürken 12 ay sonunda normal bireylere yakın sonuçlar elde edilmiştir. Goenga (2008), Hintegra total ayak bileği artroplastisi ile tedavi edilen hastalardan elde edilen kısa dönem klinik ve radyolojik sonuçları değerlendirmiştir. Yaş ortalaması 58,2 olan 25 hasta 29,5 ay boyunca takip edilmiştir. Klinik ve fonksiyon sonuçlarını değerlendirmek için AOFAS skoru kullanılmıştır. Çalışma sonunda AOFAS skorunun 24 den 80,1 puana yükseldiği belirtilmiştir. Ortalama ayak bileği hareket aralığı 19° den 26°'ye yükselmiştir.

Yalamanchili, Donely, Casillas, Ables ve Lin (2008), Salto Talaris total ayak bileği protezinin implantasyonu için kullanılacak bir teknik sunmuşlardır. Başarılı cerrahi bir implantasyonun uygun ameliyat öncesi planlama, hizalama kılavuzlarının doğru kullanımı ve dikkatli kemik rezeksiyonuna bağlı olduğu belirtilmiştir. Mehta ve ark. (2010), son aşama ayak bileği artritli olan hastalarda semptomatik rahatlama ve optimal hareketi sağlayarak yaşam kalitesini yükselten Salto Talaris ayak bileği protezinin tarihsel gelişimini, cerrahi tekniklerini ve mevcut klinik sonuçlarını sunmuşlardır. Ayrıca diğer tip protezlerle olan farklılıkları da anlatılmıştır.

Lagaay ve Schubert (2010), Agility total ayak bileği protezi implante edilmiş hastalarda ameliyat sonrası ayak bileği hareket aralığı ve hasta memnuniyeti arasındaki ilişki incelemiştir. Ayrıca hasta yaşı, vücut kütle indeksi ve ameliyat sonrası süresinin hasta memnuniyeti üzerindeki etkileri belirlenmiştir. 60 yaşından büyük ve vücut kütle indeksi 30'dan küçük olan hastalarda sübjektif memnuniyet skorları ile anlamlı pozitif bir ilişki görülmüştür. Ameliyat sonrası hareket aralığı miktarının hasta memnuniyetiyle ilişkilendirilmesi oluşmamıştır. Ayrıca yaşı 60'dan büyük ve vücut kütle indeksi 30'dan büyük olan hastalarda hasta memnuniyetiyle, ameliyat öncesi komplikasyonlar ve cerrahi sonrası zaman uzunluğu arasında bir ilişki çıkmamıştır.

Esparragoza, Vidal ve Vaquero (2011), birincil ve ikincil artridis olan ayak bileklerinde artrodez veya total ayak bileği protezi implantasyonundan önce ve sonra hasta sağlıkları karşılaştırılmış ve yaşam kalitesinin iyileştirilmesi ve bu teknikler arasındaki farklılıklar incelenmiş. İmplantasyon işleminde AES marka protez kullanılmış. Tüm durumlar için artrodez uygulanan hastalara göre artroplastik uygulanan hastalardaki gelişim statiksel olarak daha fazla çıkmış. Sonuç olarak artrodez ve artroplastinin her ikisinde ayak bileği artriti tedavisinde iyi bir seçeneği temsil ettiği belirtilmiştir.

Kharwadker ve Harris (2009), ilk cerrahiden 4 ve 7 yıl sonra tibial bileşendeki gevşeme nedeniyle STAR protezinin hibrid AES-STAR proteziyle revize edildiği iki olguya ait erken dönem sonuçlarını raporlamış. STAR talar bileşen ve STAR polietilen mobil yatak bileşeni ile AES tibial bileşenin kullanımının daha iyi sonuçlar vereceği belirtilmiştir.

Carlson, Henricson, Linder, Nilsson ve Redlund-Johnell (2001) çalışmalarında, romatizmal artrit nedeniyle Bath ve Wessex marka ayak bileği protezi takılan 69 hastayı operasyon sonrası takip etmiş. Tahmini klinik dayanım oranı olarak protezin en az bir bileşenin değiştirilmesi veya ayak bileğinin erimiş olması ihtimalleri 5 yılda % 83 ve 10 yılda % 66 olarak kaydedilmiş. Bu ihtimallere karşılık gelen oranlar tibial bileşen için % 68 ve % 53 ve talar bileşen için % 43 ve % 18 olarak belirtilmiştir.

Yamaguchi ve ark. (2011), ağırlıksız ve ağırlıklı faaliyetler sırasında iki bileşenli TNK marka ayak bileği protezi implantasyonu yapılmış hastalarda 3B kinematik ölçümleri yapmış ve bu aktiviteler sırasında eklem yüzeylerinin uyumsuzluğunu araştırmış. Ağırlıksız durumda maksimal dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon pozisyonları ve ağırlıklı durumda maksimal dorsifleksiyon, plantarfleksiyon ve nötral pozisyonları için röntgen filmleri alınmış. 3B ve 2B model görüntüleri röntgen filmleri ve 3B implant modelleri kullanılarak yapılmış ve üç boyutlu eklem açıları tespit edilmiş. Protezli ayakta ağırlıksız durumda plantarfleksiyonda  $18,1 \pm 8,6^\circ$  (ortalama  $\pm$  standart sapma), inversiyonda  $0,1 \pm 0,7^\circ$ , dönmede  $1,2 \pm 2,0^\circ$ , ağırlıklı durumda ise  $17,8 \pm 7,5^\circ$  plantarfleksiyonda,  $0,4 \pm 0,5^\circ$  inversiyonda ve  $1,8 \pm 2,0^\circ$

dönmede görülmüş. Ağırlıksız ve ağırlıklı durumlar arasında özellikle plantarfleksiyon açısı hariç önemli bir değişim olmamış.

Samper (2007), total ayak bileği değişimlerinde kullanılan Ramses protezleriyle ilgili bir çalışma hazırlamış. Ramses modeli kullanılarak yapılan ilk cerrahi seriden elde edilen sonuçlar bu protezin geleceği hakkında iyimser olmaya neden olmasına rağmen birincil ayak bileği değişimleri ve ayak bileği değişimlerinin revizyonunda bu modelin dahada geliştirilmesi gerektiği belirtilmiş.

Jensen ve Linde (2009) çalışmalarında, romatoid artriti rahatsızlığı olan hastalarda Thomson Prichar ve Richards (TPR) marka protez implantasyonu yapılmış ve uzun dönem sonuçları incelenmiş. Bu yarı kısıtlı protezde ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen bir tibial bileşen ve krom-kobalt alaşımli bir talar bileşen bulunmaktadır. Elde edilen sonuçlar bu protezin daha fazla geliştirilmesi gerektiğini göstermiş.

INBONE ayak bileği protezi 2005 yılından bu yana kullanılmaktadır. Başarısına ilişkin çalışmalar pek mevcut olmamasına rağmen, kendisine özgü tasarımı nedeniyle kullanımı giderek artmaktadır. Bu tasarım uzunluğunu artırmak için üzerine ek bileşenler eklenebilen tibial bir bileşen ve talar bir bileşenden oluşmaktadır. Ayak bileğine yerleştirilmesi esnasında uyum sağlamak için floroskopi yardımlı bir bacak tutucu kullanılır. Tasarım şiddetli deformite, tibial kemik kaybı, distal enfaktüsü ve total ayak bileği artroplastisinin revizyonu konularında cerrahlara yardım sağlar (DeOrio, 2010).

#### ***1.2.4 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Modellenmesi ve Analizi***

Günümüzde, doğal biyo-malzemelerin tanımlanmasında görüntüleme teknikleri oldukça kullanılır bir duruma gelmiştir. En çok kullanılan tekniklerden biri yüksek çözünürlüğe sahip olması nedeniyle bilgisayar tomografisidir (BT). Karmaşık yapıların mekaniğinin anlaşılmasında, sisteme ait en önemli özelliklerinin çıkarıp ve bunların kullanılmasıyla sistemin modelinin oluşturulması oldukça önemlidir. Modeller, sistemin davranışının anlaşılması ve değişik sınır şartları ve parametreler

altındaki performansının gözlemlenmesine imkân tanır. Biyomekanik alanında modelleme geniş bir şekilde kullanılmaktadır.

Sonlu Eleman Yöntemi mühendislik alanında oldukça geniş bir şekilde kullanılmaktadır ve malzemelerin ve yapıların mekanik davranışlarının belirlenmesinde temel bir yöntem haline almıştır. İnsan kemiklerinin, dokularının ve organlarının biyomekanik değerlendirilmesin de BT ve MR gibi medikal görüntüleme teknikleri kullanılarak uygulanmaktadır.

Jacob ve Patil (1999), normal ve diyabet hastalarına ait x-ışınlarından elde edilen ayak geometrisinin 3B modelini geliştirmiş. Modelleri kemik, kırık, bağlar, önemli kas kuvvetleri ve ayak tabanı yumuşak dokusunu kapsamaktadır. Ayak modelinin yarı-statik yürüyüş aşamalarını simüle etmek için sonlu eleman tekniğini kullanan NISA programı ile gerilme analizi yapılmış. Ayak tabanı yumuşak dokusuna ait özelliklerin değişiminin diyabet hastasının ayağındaki gerilme dağılımı üzerindeki etkileri incelenmiş. Analizler en büyük gerilme değerlerinin push off (yerden ayrılma) aşamasında lateral ve medyal metatarsallerin dorsal birleşimlerinde olduğunu göstermiş. Ayak-zemin ara yüzeyinde ayak tabanının yumuşak dokusundaki düşey gerilmelerin normal ve diyabetli kişiler için push off evresinde en yüksek olduğu görülmüş ve deneysel olarak ölçülen basınç değerleriyle uyum göstermiş.

Gefen, Megido-Ravid, Itzhak ve Arcan (2000), ayak bileşenlerinin kemik ve yumuşak dokusuna ait gerçek geometrileri ve malzeme özelliklerini içeren 3B nümerik bir model oluşturmuş. Geliştirilen bu model yardımı ile yürüyüş esnasında ayağa ait biyomekanik analiz gerçekleştirilmiş. Yapılan modelin doğruluğunu göstermek için, yürüyüş esnasında plantar basınç kuvveti ve kemik hareketini takip eden deneysel bir düzenek kurulmuş. Bir sonlu eleman analiz programı kullanılarak yürüyüşün altı safhası için gerilme dağılımları incelenmiş. Her bir evre için ilgili sınır şartları ve kuvvetler ayrı ayrı uygulanmış. Oluşturulan bu model yardımı ile daha sonra ayak bileğindeki dorsifleksiyon kaslarındaki zayıflamanın ayağın yapısal stabilitesi ve bunun sonucu olarak yürüme anındaki düşme riski üzerindeki etkileri



incelenmiş (Gefen, 2001). Ayak stabilitesinin derecesini belirlemek için topuk altındaki basınç merkezinin eksantriklik değeri kullanılmış. Analiz sonunda tibianın ön tarafındaki kaslarda meydana gelen zayıflamanın ayak stabilitesinin önemi ölçüde azalmasına neden olduğu belirtilmiş. Yine aynı model kullanılarak ayak bileğindeki plantar faskiaya dokusunun serbest bırakılmasının ayağın biyomekaniği üzerindeki etkileri incelenmiş (Gefen, 2002). Sonuç olarak bu durumun ayak bileğinde normal deformasyondan yaklaşık 2,5 mm daha büyük olan bir yay deformasyonuna neden olduğu ve uzun plantar bağların normalden 2 kat daha fazla gerilmeye maruz kaldığı belirtilmiş.

Chen, Tang ve Ju (2001), 3B sonlu eleman analizi kullanarak, yalın ayak yürüyüşün değişik evreleri için ayaktaki gerilme dağılımları ölçmüş. Sonlu eleman modelinde ayağa ait temel kemikler ve yumuşak dokular CT görüntüleri kullanılarak oluşturulmuş. Her bir evre için farklı sınır şartları ve yük değerleri uygulanmış. Ayağın plantar bölgesindeki ve kemiklerdeki gerilme değerleri elde edilmiş. Modelin doğruluğunu göstermek için elde edilen sonuçlar literatürde bulunan deneysel yöntemlerle elde edilen plantar basınç değerleriyle karşılaştırılmış. Değişik anlarda plantar basınç değerinin 374 kPa ile 1003 kPa arasında ve kemiklerdeki von Mises gerilmelerin 2,12 ile 6,91 MPa arasında değiştiği belirtilmiş. Çıplak ayakla yapılan yürüyüş esnasında ortaya çıkan reaksiyon kuvvetleri ile oluşturdukları modelin doğruluğunu göstermişler.

Vazquez, Lauge-Pederson, Lindgren ve Taylor (2003), sonlu eleman metodu kullanarak ayak bileği artrodezinde ikili bağlantı tekniği ve çeşitli vida konfigürasyonlarının başlangıç stabilitesi üzerindeki etkilerini karşılaştırmış. Bilgisayar tomografisi görüntülerinden sağlıklı bir ayak bileğine ait 3B bir model geliştirilmiş. İç/dış burulma ve dorsifleksiyona maruz bu yapıdaki nonlineer kontak analizi gerçekleştirilmiş. Oluşturulan bu model kullanılarak daha sonra iki ve üç vida ile sabitlenen ayak bileklerinde füzyon bölgesindeki başlangıç stabilitesini incelemişler (Vazquez, Lauge-Pederson, Lindgren ve Taylor, 2004). Üçüncü vida eklemenin füzyon bölgesindeki mikro hareketleri azalttığı görülmüş. Üçlü vida

sabitlemelerinde bile ilk iki çapraz vida konfigürasyonunun füzyon bölgesindeki stabiliteyi artırmada önemli olduğu belirtilmiştir.

Cheung, Zhang ve An (2004), MR görüntülerinin 3B rekonstrüksiyonu kullanılarak insan ayak ve ayak bileğine ait gerçek geometrik ve nonlineer temas özelliklerini kapsayan detaylı bir 3B sonlu eleman modeli geliştirmiş. Plantar faskia dokusunun elastisite modülü değerindeki değişimin (0-700 MPa), kemik, bağ ve yumuşak doku yapılarındaki gerilme/şekil değiştirme dağılımı üzerindeki etkileri incelenmiş. Plantar faskianın elastisite modülündeki azalışın kısa ve uzun plantar bağların birim şekil değiştirmesini önemli ölçüde artırdığı görülmüş. Plantar faskianın serbest kalmasını simüle eden sıfır elastisite modülünde, üçüncü ve ikinci metatarsal kemiklerine doğru pik von Mises gerilmeleri değerlerinin oluştuğu ve plantar bağların küboid kemiklere bağlandığı alanlarda gerilmelerin arttığı görülmüş. Daha sonraki bir çalışmada, oluşturulan bu model kullanılarak yumuşak doku sertleşmesinin plantar basınç dağılımı ve kemikler arasındaki iç kuvvet dağılımı üzerindeki etkileri incelenmiş (Cheung, Zhang, Leung ve Fan, 2005). Yumuşak doku sertliğinin beş kat artırılmasının ön ayak ve topuk bölgelerindeki pik plantar basınç değerlerini sırasıyla %35 ve %33 artırdığı görülmüş. Tüm durumlar için pik kemik gerilmesi değerleri üçüncü metatarsalda görülmüş. Yine aynı model kullanılarak farklı Aşil tendonu yüklerinin plantar faskia yükleri üzerindeki etkileri incelenmiş. Yarım vücut ağırlığını temsil eden bir ayağa uygulanan 350 N'luk toplam zemin reaksiyon kuvvetleri ve Aşil tendon yüklerinin artırılması (0-700N), ön ayaktaki plantar basınç kuvvetinde yaklaşık %250 kadar bir artışa neden olduğunu belirtmişler. Aşil tendonda artan gerginliğin, plantar faskiada artan bir gerinilme birleştirildiği belirtilmiş (Cheung, Zhang ve An, 2006). Cheung ve Zhang (2008), yine aynı model ile, ayak ortezinin farklı yapısal ve malzeme konfigürasyonlarının ayakta ki pik plantar basınç değeri üzerindeki etkilerini incelemiştir. Hazırlanan bu modelle yüksek topuklu ayakkabıların ayak-ayak bileği kompleksi üzerindeki biyomekaniksel etkileri Yu ve ark. (2008) tarafından incelenmiştir. Topuk yükseklikleri değiştirilerek kemik ve yumuşak doku yapılarının plantar temas basıncı ve kemik gerilme değerleri araştırılmış. Yüksek topuk ile denge duruşu anında düz bir zeminle

mukayesede ilk Metatarsal eklemde von Mises gerilme değerinde önemli bir artış ve plantar bölgedeki gerilme değerlerinde ise düşüş görölmüş.

Tao ve ark. (2009), insan ayağına ait üç boyutlu bir sonlu eleman modelini doğrulamak için hareket yakalama sistemi ve plantar basınç ölçme platformunu birleştiren bir in vivo deney yöntemi sunmuş. Ayağın modellenmesi ve modelin doğrulanmasında gerekli datalar aynı kişiye ait MR görüntülerinden elde edilmiş. Altı yükleme durumu için statik modele ait plantar kuvvet, plantar basınç ve ayak yüzeyi deformasyonu değerleri ölçölmüş. Deney sonuçları ve sonlu eleman modeline ait sonuçların iyi bir uyum içinde olduğu belirtilmiş.

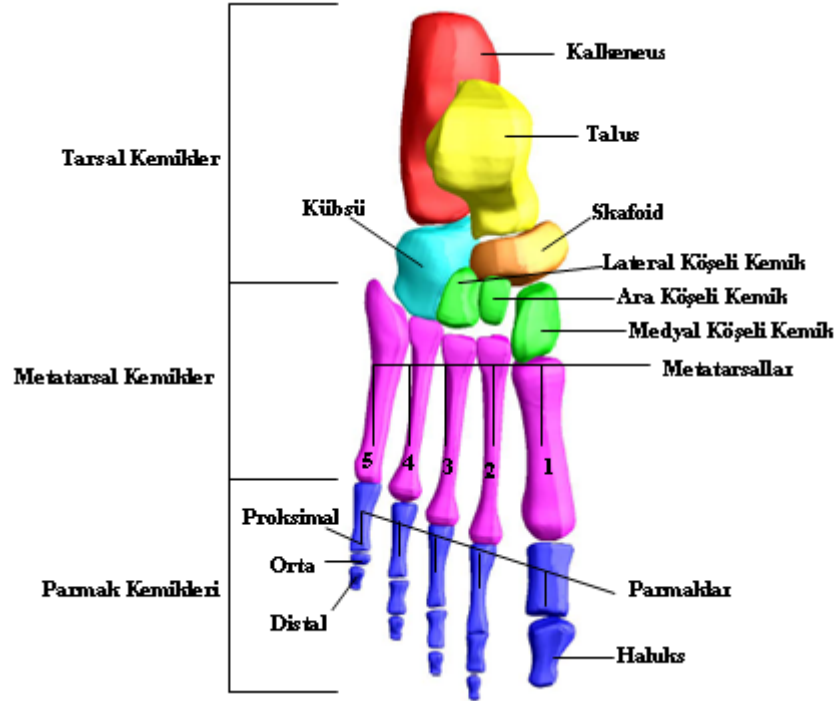
Qui, Teo, Yan ve Lei (2011), stres yaralanması, ayakkabı tasarımı ve paraşötle düşüş olaylarının biyomekaniksel incelenmesi için 3B bir ayak modeli geliştirerek, sonlu eleman modeli ve analiz yaklaşımlarını kullanmış. Modelleme işleminde, alt bacağına dahil olduğu ayak-ayak bileği modeli ScanIP, Surfacer ve Ansys programları kullanılarak CT görüntülerinden elde edilmiş. Modelin doğrulanması için elde edilen plantar basınç değerleri literatürde yayınlanan nümerik ve deneysel verilerle mukayese edilmiş.

## BÖLÜM İKİ

### MATERYAL VE YÖNTEM

#### 2.1 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Anatomisi

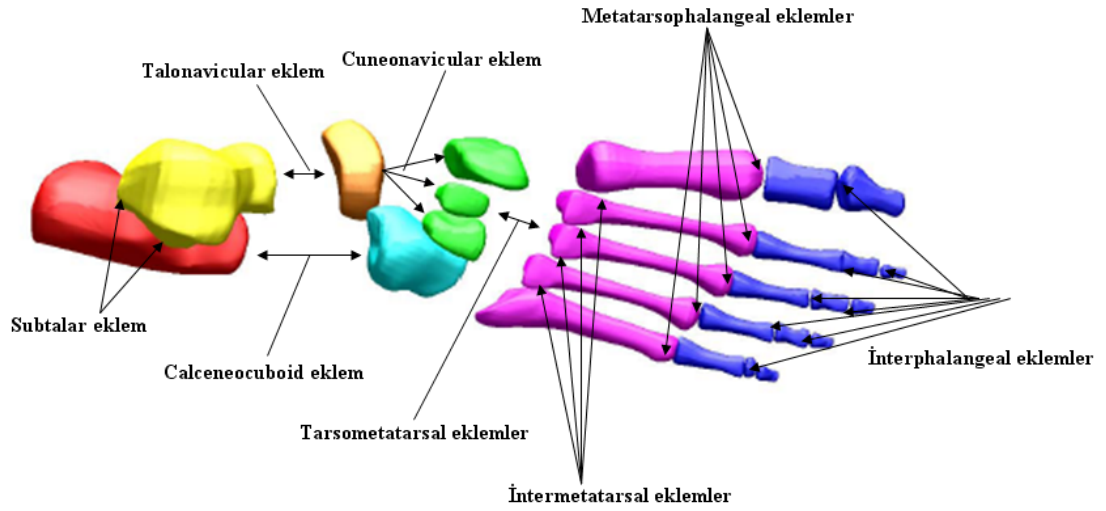
Ayak ve ayak bileği kompleksi, 26'sı ayakta, 2'si bacağın alt kısmında olmak üzere 28 kemik ve yaklaşık 109 adet bağdan oluşur (Şekil 2.1). Ayağı oluşturan kemikler tarsal, metatarsal ve parmak kemikleri olmak üzere üç bölüme ayrılır. Kalkaneus, talus, kübsü kemik ve skafoid kemiği ile lateral, medyal ve ara köşeli kemikler olmak üzere 7 adet kemik talar kemik olarak adlandırılır. Metatarsal kemikler birinci, ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci metatarsallar olmak üzere 5 adet kemikten meydana gelir. Parmak kemikleri ise iki, üç, dört ve beşinci parmakların distal, orta ve proksimal kısmı ve birinci parmak ve haluks olmak üzere 14 adet kemikten oluşmaktadır.



Şekil 2.1 Ayakta bulunan kemikler

Ayak bileği, üst üste iki eklemin bulunduğu karmaşık bir yapıdır. Ayak bileği eklemi tibianın dış ve üstten, fibulanın dıştan oluşturdukları yatakla talusun yuvarlak

tavanı arasındaki eklemdir. Ayak bileğinin yukarı ve aşağı hareketlerine izin verir. Eklemlerden altta olanı kalkaneusun üst yüzeyi ile talusun iç yüzeyi arasındaki subtalar eklemdir. Hareketi son derece kısıtlıdır ve ayağın yanlara (inversiyon ve eversiyon) hareketine izin verir. Bunların dışında ayakta bulunan eklemler Şekil 2.2 de ve bu eklemlerin konumları ve hareketleri Tablo 2.1 de verilmiştir.



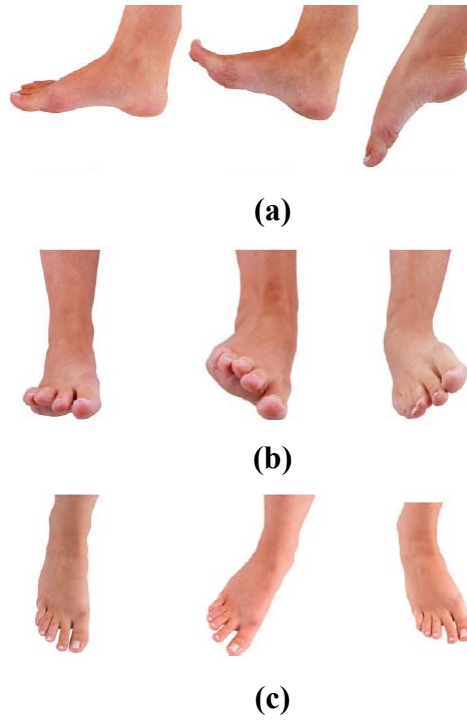
Şekil 2.2 Ayakta bulunan eklemler

Tablo 2.1 Ayakta bulunan eklemlerin konumları ve hareketleri

<b>Eklemler</b>	<b>Eklem Yüzeyleri</b>	<b>Hareketler</b>
Subtalar	Talus iç yüzeyi ile kalkaneus üst yüzeyi	Ayağın inversiyon ve eversiyonu
Talocalcaneo-Navicular	Talus başı ile kalkaneus ve navicular kemikleri arası	Kayma ve dönme hareketleri
Kalkaneus-Kuboid	Kalkaneosun ön yüzeyi ile kuboidin arka yüzeyi arası	Ayağın inversiyon ve eversiyonu
Kuneonavicular	Navicuların ön ucu ile kuboidin arka yüzeyi arası	Küçük hareketler
Tarsometatarsal	Tarsal kemiklerin önü ile metatarsal kemiklerin tabanı arası	Kayma
İntermetatarsal	Metatarsal kemiklerin tabanları arası	Küçük bireysel hareketler
Metatarsophalangeal	Metatarsal kemiklerin başı ile proximal phalangeaların tabanı arası	Fleksiyon, ekstensiyon, abduction ve adduction
İnterphalangeal	Proximal veya orta phalangeaların başı ile phalangeaların tabanı arası	Fleksiyon ve ekstensiyon

## 2.2 Ayak-Ayak Bileği Kompleksinin Biyomekaniği

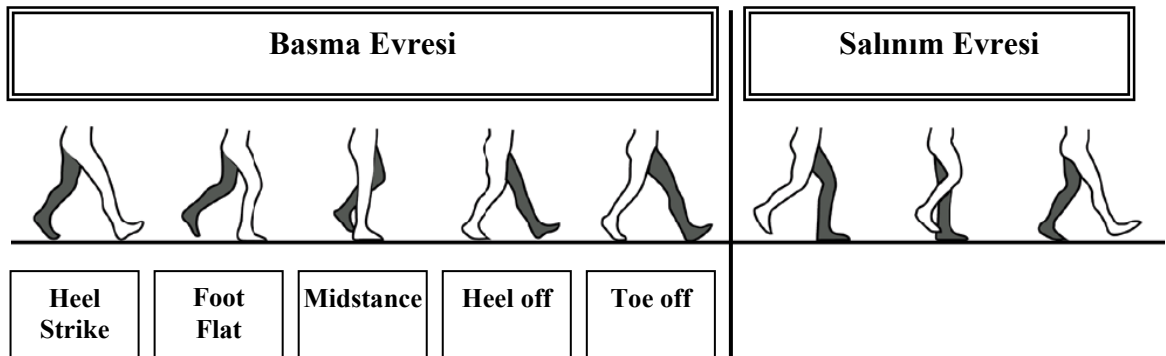
Ayak bileğinin hareketleri üç ortogonal eksenle tarif edilebilir. Bunlar transvers (enine) düzlemde aksel rotasyon (iç/dış), frontal düzlemde inversiyon/eversiyon ve sagittal düzlemde dorsifleksiyon/plantarfleksiyondur (Şekil 2.3). Her üç eksen boyunca hareket pronasyon ve supinasyon olmak üzere ikiye ayrılır. Pronasyon dorsifleksiyon, eversiyon ve dış rotasyonu supinasyon ise plantarfleksiyon, inversiyon ve iç rotasyonu kapsar.



Şekil 2.3 Ayağın hareketleri a) Sagittal düzlemde (soldan sağa: nötral, dorsifleksiyon, plantarfleksiyon) b) Frontal düzlemde (soldan sağa: nötral, eversiyon, inversiyon) c) Transvers düzlemde (soldan sağa: nötral, dış rotasyon, iç rotasyon)

Yürüyüş için gerekli hareket aralığı sagittal düzlemde yaklaşık olarak dorsifleksiyonda 12 derece ve plantarfleksiyonda 15 derecedir. Bu hareketlerin birçoğu ayak bileği eklemine (talocrural eklem) oluşur. İnversiyon ve eversiyon sırasında hareketin uç noktalarında oluşan talaocrural eklem hareketlerinde subtalar

eklemin büyük bir katkısı vardır. Eksenel dönme iki eklemden yaklaşık olarak eşit bir arada oluşur. Sagittal düzlemde pasif ayak bileğinin total hareket aralığı (maksimum plantarflexiyon ile maksimum dorsifleksiyon arası) kadavralarda 50 derece ve canlı kişilerde 70 derecedir. Normal bir yürüyüş için erken basma safhasında 10 derece dorsifleksiyon ve push-off safhasında 25 derece plantarflexiyon olmak üzere maksimum 35 derecedir. Sagittal düzlemdeki hareket aralığının ortalaması yaklaşık olarak erken basma safhası için 10 derece plantarflexiyon ve push-off safhasında 14-25 derece dorsifleksiyon olmak üzere 20-27 derecedir. Sagittal düzlem hareket aralığı basamak çıkarken 37 derece ve basamak inerken 56 derecedir. Normal yürüme salınım fazı (yürüyüş sırasında bacak serbest salınır) ve basma fazı (yürüme sırasında bacak yere temas eder) olmak üzere iki aşama altında toplanır. Basma fazı; heel strike veya heel contact, foot flat, midstance, heel off veya push off ve toe off olmak üzere beşe ayrılır (Şekil 2.4). Merdiven çıkışı/inişi tanımlamak için basma fazı için kullanılan isimlendirme initial contact, yükleme, midstance, basma sonu ve salınım öncesi olarak adlandırılır.



Şekil 2.4 Yürümenin şematik gösterimi

Normal yürüyüş sırasında ayak bileği boyunca maksimum bası kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık olarak beş katından daha büyük olabilir. Ayrıca literatürde normal bir ayak bileği yüzeyinin temas alanının yaklaşık olarak  $12 \text{ cm}^2$  ve maksimum kesme kuvvetinin ise vücut ağırlığının yaklaşık olarak %80'i kadar olduğu belirtilmiştir. Fibulaya aktarılan ağırlık yaklaşık olarak vücut ağırlığının %17'si kadardır. Basınca duyarlı film kullanılan ayak bileği çalışmalarında ortalama temas basınçları nötral pozisyonda 1,84 MPa, 20 derece dorsifleksiyonda 2,16 MPa ve 20 derece plantarflexiyonda 2,14 MPa olarak gösterilmiştir.

### 2.3 Total Ayak Bileği Değişimi (TABD)

Ayak bileği eklemi, total eklem değişiminin denendiği son eklemdir. Bu nedenle, total ayak bileği değişiminde total kalça ve diz protezinde karşılaşılandan çok daha fazla problem arz etmektedir. 1970’li yıllarda çok sayıda birincil nesil TABD tasarımları tanıtılmış. Tasarımlar arasındaki temel ayırt edici özellikler, mobil yataklara karşı sabit olup olmadıkları ve uyumsuz eklem yüzeylerine karşı uyumlu olup olmadıklarını içermektedir. Tibial ve talar yüzeylerin her ikisinin de değiştirilmesi veya yeniden kaplanması, kemik fiksasyonu için çimento kullanımı ve metalen-ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE) yatak yüzey kullanımları tasarımlar arasındaki ortak işlemler olarak uygulanmış. Klinik performanslarına dayanarak, erken dönem tasarımlarından bir çoğu sadece düşük fiziksel talepleri olan hastalarda tavsiye edilmiş veya kullanımı tamamen terk edilmiş.

Birincil nesil TABD’nden birçok ders alınmıştır. Örneğin günümüzde kullanılan cihazların hemen hemen hepsi klinik uygulamada çimentosuz olarak uygulanmış. Polietilen bileşenleri açısından önemli derslerden birisi uyuşmayan eklem yüzeyleri ile polietilen bileşenlerde ki yüksek lokal gerilmeleri gösteren çalışmalar tarafından uygulanmış. Tüm çağdaş tasarımlar uyumlu eklem yüzeylerini içermektedir. Sabit veya hareketli bir yatağın üstün olup olmadığına dair tartışmalar devam etmektedir. Şu anda Amerika Birleşik Devletleri’nde ki FDA onaylı cihazların tümü sabit yataklıdır. Mobil yataklı cihazlardan hiçbiri FDA onayı bulunmamasına rağmen onay bekleyen bir tek cihaz (STAR) vardır.

### 2.4 Ayak Bileği Protezi Dizaynı

Ayak bileği protezi tasarımının temel hedefi, ayak bileği eklemine olabildiğince yakın bir şekilde temsil etmektir. Özellikle, yürüme evreleri ve günlük diğer etkinliklere izin verecek şekilde uygun bir hareket aralığına sahip olmalıdır. Total ayak bileği değişiminde kullanılan protezlere ait tasarımların tekrarlanabilir bir cerrahi teknik, minimal kemik rezeksiyonu, hızlı ve yeterli kemik büyümesi, minimal

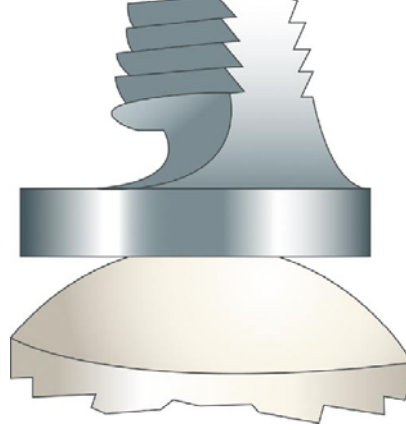


kısıtlama ve fizyolojik ayak bileği hareketlerinin devamı ve ağrı kesici özelliklere sahip olması beklenir. Aynı zamanda, uzun vadede komplikasyonlar ve erken revizyon ihtiyacını minimize edecek tasarımlar yapılmalıdır. Protez bileşenleri arasındaki temas alanının yükü dağıtması ve temas kuvvetlerini önlemeye uygun olması gerekir.

#### **2.4.1 İlk dönem tasarımları**

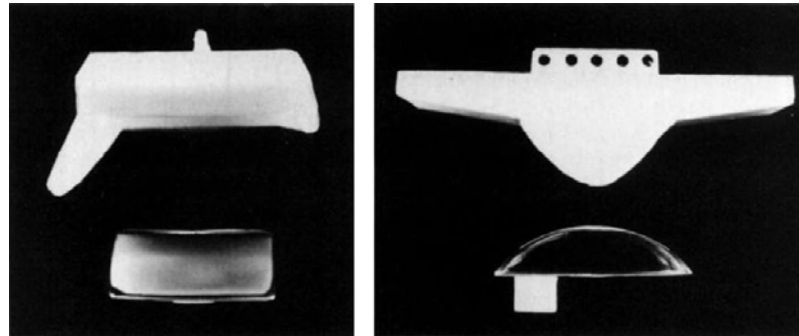
İlk ayak bileği protezi 1970 yılında tasarlanmış ve Lord ve Marotte tarafından implante edilmiştir. Tasarım, total diz protezindeki femoral bileşene benzeyen uzun bir gövdeye sahip tibial bir bileşen içermektedir. Talar bileşen ise hemen hemen tüm talusu içeren polietilen bir parçadan oluşmaktadır. 10 yıl sonunda, 25 hastadan sadece 7 sinde başarı elde edilmiş ve implantların 12 tanesi hasara uğramıştır (Lord ve Marotte, 1973)

1972 yılında tasarlanan Richard Smith ayak bileği protezi (Şekil 2.5) metal bir tibial soket ve talar bir top bileşenden oluşan, top-soket tipi bir yapıya sahiptir. Tibianın üç temel ekseninde dönebildiği ve dönme hareketinde kısıtlama olmayan multi eksenel bir eklem olarak adlandırılır. Smith protezi implante edilen 24 hastaya ait yapılan klinik bir çalışma sonunda, 10 ayak bileğinin hareket aralığında düzelme olduğu görülmüştür (Kirkup, 1985). Ancak dördüncü yılsonunda revize edilen üç hastayla birlikte toplam yedi hastada tibial bileşende gevşeme tespit edilmiştir. Araştırmacılar, bazı hastaların memnun olmasına rağmen Smith protezinin tavsiye edilemeyeceğini belirtmişler.



Şekil 2.5 Richard Smith protezi

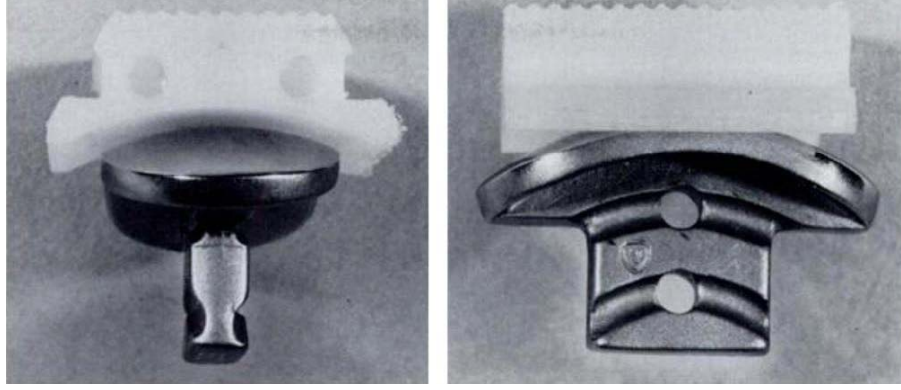
Londra Hastanesi Imperial Koleji implantı, metal bir talar bileşen ve polietilen bir tibial bileşenli yarı-kısıtlamalı yapıya sahip bir protezdir (Şekil 2.6). İlk olarak 1972 yılında dizayn edilmiş ve daha sonra 1982 yılında dizayn üzerinde bazı değişiklikler yapılmıştır. Tasarım, kubbe şeklinde metal bir talar bileşen ve fibula eklemleri için büyük yanal flanşlara sahip polietilen bir tibial bileşenden oluşmaktadır. Polietilen bileşen ameliyat esnasında kesilerek boyutlandırılmaktadır. 22 hastaya ait 24 ayak bileği implantasyonu için yapılan bir klinik çalışmada, araştırmacılar hastaların durumlarının ameliyat öncesine göre gelişim gösterdiğini, ancak protezin artrodez operasyonundan daha üstün olmadığı sonucuna varılmış (Herberts ve ark., 1982).



Şekil 2.6 Londra Hastanesi Imperial Koleji protezi (Herberts ve ark., 1982)

1973 yılında tasarlanan Newton ayak bileği protezi iki parçalı ve kısıtlamasız bir yapıya sahiptir. Düz proksimal bir yüzeye sahip tibial bileşen ve kavisli, silindirik eklemsi bir yüzeye sahip talar bir bileşenden oluşmaktadır (Şekil 2.7). Herhangi üç temel eksendeki hareketi kısıtlanmamış multi eksenel eklem olarak tanımlanır. Talar

bileşen kobalt krom (CoCr) alaşımından oluşmaktadır ve talus kemiğinin içine implante edilen distal saplı küresel bir eklemsi yüzeye sahiptir.



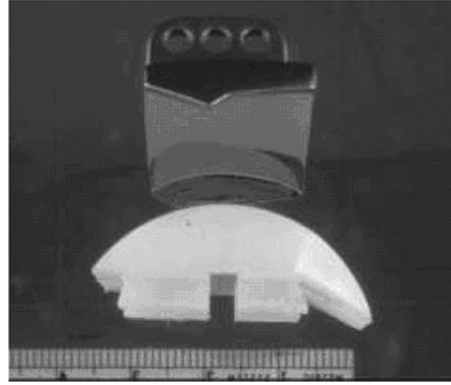
Şekil 2.7 Newton protezi (Newton, 2004)

1975 yılında tasarlanan Irvine ayak bileği protezi, iki parçadan oluşan, kısıtlamasız bir yapıya sahip, polietilen bir tibial bileşen ve metal bir talar bileşenden meydana gelmektedir (Şekil 2.8). Rotasyonel hareketi sınırlamayan ve herhangi üç temel ekseninde tibial hareketi sağlayan multi eksenel bir eklem olarak tanımlanır. Cihaz kemik çimentosu ile sabitlenmektedir ve 114 derece plantarfleksiyon/dorsalfleksiyon ve 40 derece abduction/adduction hareketine izin vermektedir. İlk klinik sonuçlar tatmin edici olmuştur (Evanski ve Waugh, 1976). Kadavra insan ayak bileği örnekleriyle yapılan bir biyomekanik çalışma, plantarfleksiyon/dorsalfleksiyon ve eksenel dönme sırasında protezli ayak bileğinde bileşik harekette artış olduğundan normal ayak bileği hareketinin oluşmadığı göstermiştir.



Şekil 2.8 Irvine protezi

New Jersey Silindirik protezi, metal bir tibial bileşen ve polietilen bir kubbeli talar bileşenden oluşan iki parçalı bir protez olarak 1976 yılında tasarlanmıştır (Şekil 2.9). Uyumlu küresel yüzeyler 5,2 cm<sup>2</sup> lik bir temas alanı oluşturmaktadır. Protez 20 derece dorsalfleksiyon ve 45 derece plantarfleksiyon olmak üzere 65 derecelik bir hareket aralığına izin vermektedir. Bu tasarım daha sonra tekrar düzenlenmiş ve günümüzde kullanılan Buechel Pappas tasarımına dönüştürülmüştür.



Şekil 2.9 New Jersey protezi

#### *2.4.1.1 İlk Dönem Tasarımlarına Ait Sonuçlar*

Sonuç olarak, ilk dönem tasarımlarına ait birçok klinik sonuçlar total ayak bileği protezi kullanımına devam etmeyi önermiştir. Genel olarak total ayak bileği protezi implantasyonlarının, yüksek komplikasyon oranları ve hasar nedeniyle sadece sınırlı fiziksel talepleri olan yaşlı hastalarda kullanımı şeklinde sınırlandırılması önerilmiştir.

Ancak ilk dönem tasarımlarından önemli dersler çıkarılmıştır. İlk olarak kemik çimentosu kullanımının daha büyük miktarda kemik rezeksiyonu gerektirdiği, bununla metal bileşende çökmeye neden olduğu anlaşılmıştır. Protezin stabilitesi ile daha geniş bir hareket aralığı elde edilmesi arasında bir denge oluşturulması gerektiği sonucuna varılmıştır. Klinik olarak gevşeme, sürekli ağrı, yara iyileşimi süresinde gecikme komplikasyonları görülmüştür.

Yürüme ve elektromiyografi analizi sonuçlarına göre, ilk dönem ayak bileği protezi implante edilen hastalarda günlük yaşam aktivitelerinin hareket aralığının normal sınırlar içerisinde olmasına rağmen yürümenin çeşitli evrelerinde hareket aralıklarının anormal olduğu görülmüştür. Araştırmacılar, bunun nedeninin total ayak bileği protezi civarındaki kaslardaki zayıflamadan kaynaklanmış olabileceğini belirtmiştir.

İlk dönem tasarımlarıyla ilgili en önemli ders kullanılan polietilen bileşenlerle ilgilidir. Karşılıklı uyuşmayan eklem yüzeyleri, dorsalfleksiyon/plantarfleksiyon ve eksenel dönmeye izin vermekte fakat bu hareketler polietilen bileşen üzerinde fazla miktarda aşınmalara neden olan yüksek lokal gerilemelerle sonuçlanmaktadır. Bu nedenle daha fazla stabilite ve aşınma direnci için karşılıklı uyuşan yüzeylere sahip tasarımlara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir.

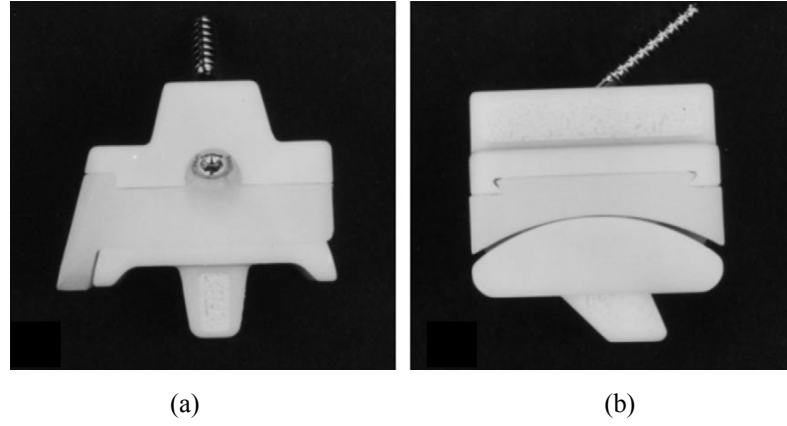
#### ***2.4.2 Modern Tasarımlar***

Ayak bileği protezine ait ikinci nesil ve çağdaş tasarımlar ayak bileği değişiminin başarı oranlarında artış oluşturmuştur. Günümüzde yaygın olarak kullanılan protezler şu şekilde sıralanır: STAR, BUECHEL-PAPPAS, TNK, SALTO, HINTEGRA, MOBILITY ve AGILITY total ayak bileği protezleri.

##### ***2.4.2.1 TNK Protezi***

TNK protezi polietilen bir tibial eklem yüzeyli, seramik-üstü-polietilen bir cihazdır (Şekil 2.10). Kemik çimentosu kullanılmayan, kısmen uygun yüzeyli sabit yataklı, düz polietilen yüzeye temas halinde içbükey bir talar bileşene sahiptir. Polietilen yüzey tibial yönde seramik yüzeye sabitlenmiştir. Kemik sabitlenmesi hidroksiapatit kaplı başlar ve bir tibial vidayla gerçekleştirilmiştir. Cihazın eklem yüzeylerinde sıkıntılar oluşmuş ve bu durum oldukça büyük miktarda kesme kuvveti ve torkun seramik kemik ara yüzeyiyle birlikte protezle kemiğin ara yüzeyine aktarılmasına neden olmuştur. Bu sonuçta uzun dönemde mekanik sabitlemeyi etkilemiştir.

Klinik çalışmalar, TNK total ayak bileği protezi implante edilen hastalarda operasyondan üç yıl sonra hareket aralığında lineer bir düşüş olduğunu göstermiştir. Fakat sekizci yılsonunda kemik çimentolu ve çimentosuz implantasyonların her ikisi için hareket aralığının ameliyat öncesi ölçülen hareket aralığına yaklaşık olarak eşitlendiği görülmüştür. Seramik üstü polietilen ve metal üstü polietilen cihazları kapsayan bir çalışma sonunda araştırmacılar, kemik çimentolu bileşenlere kıyasla çimentosuz bileşenlerde gevşeme ve çökmenin daha az olduğunu belirtmiş.



Şekil 2.10 TNK protezi a) anterior yönde b) lateral yönde

#### 2.4.2.2 AGILITY Protezi

Yarı kısıtlanmalı, sabit-yataklı yapıya sahip olan AGILITY total ayak bileği protezi 1984 yılında tasarlanmıştır (Şekil 2.11). Birleşmiş Milletlerde en çok kullanılan protezdir ve 20 yıldan fazla bir süre için klinik deney sonuçlarına sahiptir. Tibial ve talar bileşenler için altı farklı boyut seçeneğine sahiptir. Cihaz titanyum alaşımli bir tibial bileşen, tibial bileşen içerisine yerleştirilmiş bir polietilen parça ve Krom-Kobalt (CoCr) bir talar bileşenden oluşmaktadır. Tibial bileşenin eklem yüzeyi, ayak bileği anatomisini taklit etmek için dışarıdan 20 derece döndürülmüştür. Yarı kısıtlamaya sahip tasarım, dorsifleksiyon/plantarfleksiyon hareketlerinin yanı sıra tibial düzlem içinde talar bileşenin aksenel dönme ve yanal kayma hareketlerine olanak sağlamaktadır. AGILITY protezinde diğer protez tasarımlarından farklı olarak tibial bileşen için kemik tabanı genişletilmektedir. Kemikle temas halinde olan tibial ve talar bileşenlerin yüzeyleri gözenekli bir yapıya sahiptir. Diğer ayak bileği

protezlerine kıyasla AGILITY protezi için gerekli olan kemik rezeksiyonu şekilleri nedeniyle, revizyon işlemlerinde AGILITY protezi sıkça tercih edilmektedir. AGILITY total ayak bileği protezi dorsifleksiyon/plantarfleksiyon için 60 derecelik bir hareket aralığı sağlamaktadır. Protezdeki polietilen bileşenle ilgili, kemik erimesi, bileşen gevşemesi ve aşırı aşınmadan kaynaklanan hasarlar gibi komplikasyonlar görülmüştür. Normal durumla karşılaştırıldığında AGILITY protezi olan hastalarda plantarfleksiyon için önemli bir farklılık olmadığı fakat dorsifleksiyonda önemli bir azalış olduğu görülmüştür. Ayrıca AGILITY protezi olan hastalarda normal ayak bileklerine göre inversiyon/eversiyon hareketlerinde önemli bir artış olurken, iç/dış rotasyonda önemli bir farklılık oluşmamıştır.



Şekil 2.11 AGILITY protezi

#### 2.4.2.3 STAR Protezi

2008 yılında tasarlanmış olan bu cihaz, krom-kobalt-molybdenyum (CrCoMo) talar ve tibial bileşenler ve uyumlu eklem yüzeylerine sahip mobil bir polietilen yatak bileşeni olmak üzere üç bileşenden oluşmaktadır. Talar yüzey üzerindeki 3,2 cm<sup>2</sup> ve tibial yüzey üzerinde 6 cm<sup>2</sup> eklem yüzeyine sahiptir. Polietilen bileşenin üst yüzeyi düzdür. Ayak bileği çevresindeki dokularla çevrili olan bu bileşen böylece medyal/lateral ve anterior/posterior yönlerde kaymayı sağlayacak şekilde tibial bileşenle düzlemsel olarak temas halindedir. Dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketleri kavisli yapıya sahip talar yüzeyde gerçekleşmektedir. Polietilen bileşen üzerinde anterior/posterior yönde uzayan protezin medyal-lateral veya kaymasını önleyen metal talar bileşen üzerindeki tepeye uygun bir oyuk bulunmaktadır.

Protezin ilk tasarımında kemik gelişimini desteklemek amacıyla hidroksiapatit kaplama kullanılmıştır. Son dönem dizaynlarda ise yüzeylerde çift kaplamalı titanyum plazma sprej ve hidroksiapatit kullanılmıştır. Normal ayak bileğinin, STAR protezi implante edilen protezli ayak bilekleriyle ayak bileği biyomekaniğini açısından değişimini inceleyen çeşitli kadavra deneyleri yapılmıştır. Çalışmalar sonunda inversiyon/eversiyon hareketinde önemli bir farklılık görülmemiştir. STAR protezi olan hastaların ayak bileklerinde dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketlerinde önemli bir azalış görülmüştür. İç tibial dönme süresince hareket aralığında önemli bir artış gözlemlenmemişken, dış tibial dönmede önemli bir azalış olduğu gözlemlenmiştir (Valderrabano, Hinterman, Nigg, Stefanyshyn ve Stergiou, 2003). Biyomekanik ve klinik çalışmalar polietilen bileşenin boyutunun STAR protezinin fonksiyonunda oldukça önemli bir rol oynadığını göstermiştir.



Şekil 2.12 STAR protezi (Ellis, Maril-Penalver ve Deland, 2010)

#### 2.4.2.4 BUECHEL-PAPPAS Protezi

İlk dönem tasarımlarından biri olan New Jersey silindirik ayak bileği tasarımı sonraki dönemlerde modifiye edilerek ayak bileğinde ilk olarak kullanılmaya başlayan üç parçalı ve mobil yatak sistemine sahip bir cihaz haline getirilmiştir. Bu üç parçalı tasarım, silindirik ve kemik çimentosuz bir yapıya sahip olup uygun eklem temas yüzeylerine sahiptir ve ilk olarak 1981 yılında kullanılmaya başlamıştır (Şekil 2.13). Protezin metal bileşenleri kemik gelişimini sağlayacak şekilde gerekli



kaplamaya sahip olarak titanyumdan ve arada bulunan mobil parça polietilenden imal edilmiştir. Cihazın yatak yüzeyinin üst kısmında herhangi bir kısıtlama olmadığından, aksel dönme ve mediolateral ve anteriposterior yönlerde kaymaya imkan vermektedir. Yatak parçasının eklem yüzeyinin üst kısmı düzdür ve tibial bileşenin eklem yüzeyinden daha küçüktür. Yatak elemanının eklem yüzeyinin alt kısmı, talar bileşenin eklem yüzeyi geometrisine uygun olan bir yapıya sahiptir. Mobil bileşen ile talar bileşen arasında bulunan eklem yüzeyindeki bu uygun yapı plantarfleksiyon/dorsifleksiyon ve eversiyon/inversiyon hareketlerine olanak vermektedir. Protez 60 derece dorsifleksiyon/plantarfleksiyon ve 30 derece aksel rotasyona imkan vermektedir. Yapılan çalışmalar Buechel-Pappas cihazlarında bulunan polietilen bileşenin performansının eklem yüzeylerinin oryantasyonuna bağlı olduğunu göstermiştir.



Şekil 2.13 Buechel-Pappas protezi

#### 2.4.2.5 SALTO TALARIS ve SALTO protezleri

Salto Talaris anatomik ayak bileği protezi, üstü polietilen, yarı-kısıtlı, çimentolu bir yapıya sahiptir (Şekil 2.14). 2006 yılından itibaren klinik olarak kullanılmaya başlamıştır. İçinde polietilen bir ara parça olan kobalt-krom (CoCr) bir tibial bileşen ve bir talar bileşen olmak üzere iki parçadan oluşur. Metal bileşenlerin kemik ara yüzeyleri titanyum plazma ile kaplanmıştır. Tibial bileşen üzerine yerleştirilen

polietilen ara parça için 8, 9, 10 ve 11 mm şeklinde kalınlık alternatifleri mevcuttur. Protezin implantasyonundan önce polietilen parça tibial bileşene sabitlenir. Polietilen parça  $\pm 5$  derece iç ve dış rotasyona  $\pm 4$  derece varus-valgus rotasyonu ve  $\pm 2$  mm anterior ve posterior hareket kabiliyetine sahiptir.



Şekil 2.14 Salto Talaris protezi

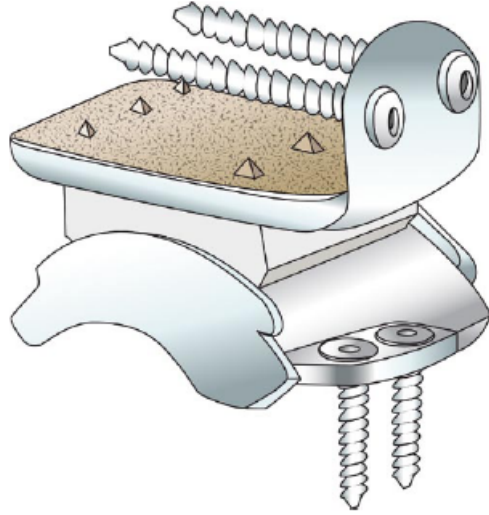
Salto implantı 1994 ve 1996 yılları arasında geliştirilmiş ve klinik olarak 1997 yılından itibaren kullanılmaya başlamıştır (Şekil 2.15). Salto Talaris cihazı iki parçadan oluşurken Salto protezi üç bileşenden oluşmaktadır. Dizayn metal bir tibial ve talar bileşenle birlikte bir mobil bileşenden oluşmaktadır. Protezin kemik yüzeyindeki kaplama hidroksiapatit içeren titanyumdur. Salto protezi kemik yüzeylerinde minimum yenileme gerektirecek şekilde, yatak yüzeylerinin, kemik eklem yüzeyinin, implantın doğru konumlandırılmasının ve birincil fiksasyonunun optimizasyonu ile üç bileşenli mobil yatak protezinin bir gelişimi olarak tasarlanmıştır. Polietilen mobil yatak bileşeni için 4-8 mm aralığında değişen farklı kalınlıklara sahip alternatifler mevcuttur ve ayağın dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketinde talar bileşenin eklem yüzeyiyle tam uyum sağlamaktadır. Ayrıca iç malleal ile sıkışmayı önlemek için tibial bileşen üzerinde medyal bir durdurma mekanizması mevcuttur.



Şekil 2.15 Salto protezi

#### 2.4.2.6 HINTEGRA Protezi

HINTEGRA protezi ilk olarak 2000 yılında kullanılmıştır. Üç parçadan oluşan bir yapıya sahiptir (Şekil 2.16). Tibia ve talusdaki kemik rezeksiyonu miktarını azaltmak için tibial ve talar bileşenler üzerine vidalar konmuştur. Tibial bileşenin eklem yüzeyi düzken, talar bileşenin eklem yüzeyi konik bir yapıya sahiptir. Protez dorsifleksiyon/plantarfleksiyon hareketi ve aksel dönme hareketlerinin tümü için 50 dereceye kadar uyumlu bir eklem yüzeyi sağlamaktadır. Protezin hareketi doğal yumuşak doku vasıtasıyla sağlanmaktadır. Yürüme esnasında üretilen posteriyor yüke karşı korumayı sağlamak için cihazın tibial bileşeni üzeri bir eğim açısıyla tasarlanmıştır. Valderabano ve ark. (2003) tarafından kadavra ayak bilekleriyle yapılan bir çalışma sonunda, Hintegra marka ayak bileği protezi implante edilen ayak bileklerinde dorsifleksiyon hareketinde önemli bir azalma oluşurken ayak-ayak bileği kompleksinin plantarfleksiyon, inversiyon/eversiyon ve iç/dış rotasyon hareketlerinde önemli bir farkın olmadığı belirtilmiştir.



Şekil 2.16 Hintegra protezi

#### 2.4.2.7 MOBILITY Protezi

Mobility total ayak bileği protezi ilk olarak 2004 yılında kullanılmaya başlamıştır. Cihaz kısıtlamasız mobil bir polietilen yatak bileşeni ile birlikte üç bileşenli bir yapıya sahiptir (Şekil 2.17). Protez tibial bileşenin üst yüzeyinden çıkan konik yapı nedeniyle Buechel-Pappas protezine benzerdir. Fakat Mobility protezinin tibial bileşenin sagittal düzlemdeki boyutları Buechel-Pappas protezinin aynı bileşenine göre daha büyüktür. Yine Buechel-Pappas bileşenine benzer olarak protezin talar bileşen talusun medyal ve lateral yönleri korunarak implante edilebilmektedir. Polietilen bileşenin alt eklem yüzeyi, talar bileşenin üst eklem yüzeyinde bulunan oluğa uyumlu bir sırt yapısına ve üst eklem yüzeyi ise tibial bileşenin düz olan eklem yüzeyine uygun düz bir yüzeye sahiptir. Talar eklem yüzeyinden kaynaklanan kısıtlamalar düz olan tibial eklem yüzeyi tarafından dağıtılır. Mekanik aşınma testleri Buechel-Pappas protezi ile karşılaştırıldığında Mobility protezinin daha olumlu sonuçlar verdiğini göstermiştir. Fakat protezin klinik performansı ile ilgili çok az bilgi mevcuttur.



Şekil 2.17 Mobility protezi

#### 2.4.2.8 BOX Protezi

BOX protezi polietilen mobil yatak bileşene sahip üç parçalı bir cihazdır (Şekil 2.18). Talar ve tibial bileşenler metalden olup, yüzeyleri titanyum spreyle kaplanan kobalt-krom dan üretilmiştir. Buechel-Pappas protezine benzer olarak Box protezinde talusun sadece üst kubbe kısmına yerleştirilir ve talusun medyal ve lateral yönlerindeki kısımların her ikisi de bozulmadan kalır. Tibial bileşen ve polietilen parça arasında her üç ekseninde dönmeye izin veren küresel bir eklem ara yüzeyi bulunmaktadır. Talar bileşenin üst yüzeyinde konkav bir yapı vardır ve polietilen parçanın alt yüzeyi tamamen bu konkav yüzeye uygundur. Polietilen bileşenin boyutları 1 mm aralıklarla 5 mm'den 8 mm'ye kadar değişmektedir.

Diğer bütün üç bileşenli mobil yataklı tasarımlara benzer olarak polietilen bileşenin bulunduğu konumdan çıkmasının engellenmesi ayak bileği çevresinde bulunan ligamentlerin sabitlenmesine bağlıdır. Bu protezle ilgili pek fazla klinik sonuç bulunmamaktadır.



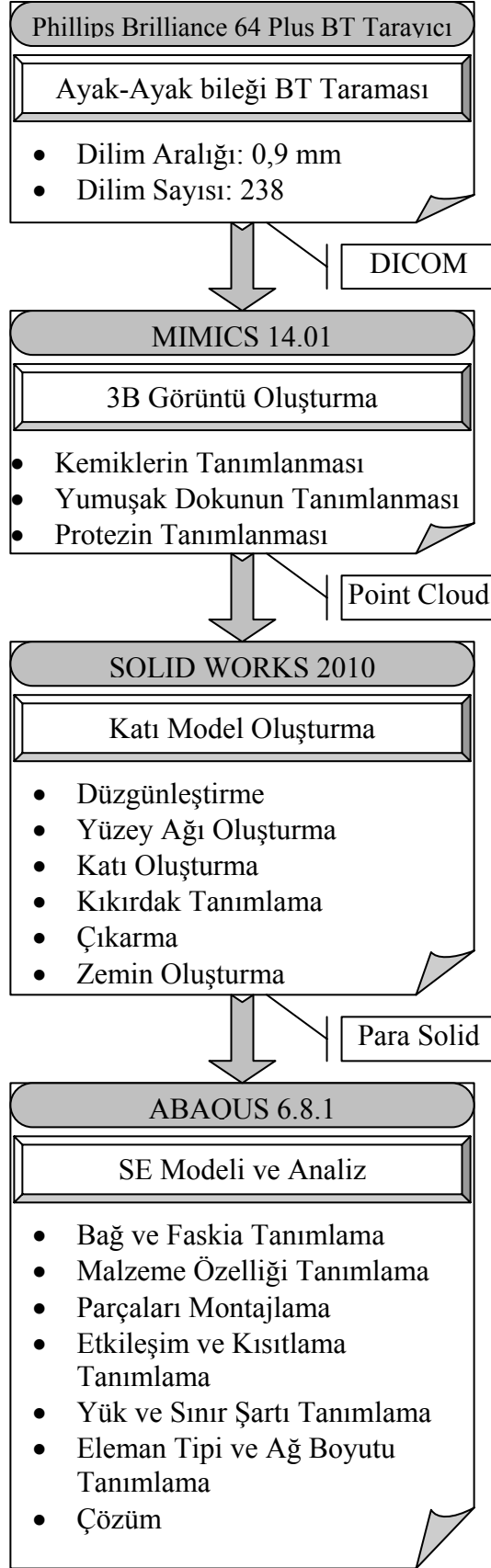
Şekil 2.18 Box protezi

## BÖLÜM ÜÇ

### NÜMERİK MODELLEME ve ANALİZ

#### 3.1 Modelleme

Birçok araştırma alanında olduğu gibi biyomekanikte de doğru bir sonlu eleman analizi için gerçek bir modelin kullanılması gerekir. Ayak-ayak bileği kompleksinin karmaşık yapısı nedeniyle geometriksel olarak tam doğru bir şekilde modellenmesi oldukça zordur. Dolayısıyla gerçek görüntüler kullanılarak elde edilen modeller daha doğru sonuçlar vermektedir. Bu çalışmada ilk olarak Philips Brilliance 64 Plus marka bir cihazla, daha önce sağ ayağına Bueshel Bappas marka ayak bileği protezi implante edilen 44 yaşındaki erkek bir hastanın her iki ayak bölgesine ait BT görüntüleri çekilmiştir. BT çekimi esnasında üretilen DICOM formatındaki görüntülerden, tıbbi bir görüntüleme ve işleme programı olan MIMICS programı ile bölümlenme teknikleri kullanılarak 3B görüntüler elde edilmiştir. İkinci olarak, oluşturulan 3B görüntüler POINT CLOUD formatında geometrik dosyalar olarak, montaj ve bazı 3B geometrik işlemlere izin veren bir BDD (bilgisayar destekli dizayn) programı olan SOLIDWORKS programına aktarılmıştır. Son olarak, oluşturulan katı model PARA SOLID formatında, bir non lineer SEM/SEA (Sonlu eleman modelleme/Sonlu eleman analiz) programı olan ABAQUS' e aktarılmıştır. Daha sonra model üzerinde yükler, sınır şartları, malzeme özellikleri, kinematik sınırlamalar ve ağ özellikleri tanımlanarak non lineer analiz için hazırlanmıştır. Bu çalışmada uygulanan modelleme ve analiz tekniklerine ait akış şeması Şekil 3.1 de verilmiştir.



Şekil 3.1. Modelleme ve analize ait akış şeması



### ***3.1.1 Verilerin Hazırlanması***

Philips Brilliance 64 Plus marka cihaz kullanarak 44 yaşında ve 80 kg ağırlığındaki erkek hastanın her iki ayağına ait BT taraması gerçekleştirilmiştir. Tarama her iki ayak için tendonlar, kaslar ve kemikler üzerinde en az çeki veya bası gerilmelerinin olduğu nötral pozisyonda gerçekleştirilmiş ve 379 mm'lik bir görüş alanı için, 0.9 mm aralıklarla 238 adet kesit alanı tanımlanmıştır. Medikal görüntüler BT cihazından 512x512 piksellik görüntü alanına sahip DICOM formatında aktarılmıştır.

### ***3.1.2 MIMICS Programı ile Üç Boyutlu Görüntülerin Oluşturulması***

Kemik, yumuşak doku ve protez bileşenlerine ait gerçek geometrik boyutlu 3B görüntülerin oluşturulması için medikal görüntüleme ve yoğunluk ayırma programı olan MIMICS programı kullanılmıştır. BT taramalarından oluşturulan DICOM görüntüleri farklı gri yoğunluklarına sahip piksellerden meydana gelmektedir. Farklı yoğunluk alanları farklı, anatomik ayak yapısındaki, yumuşak doku, kemik ve protez gibi farklı malzeme özelliklerine karşılık gelmektedir. Her bir kemik parçasına ait 3B görüntüler, kemik yapısı içinde her bir kemiğin ayrık bir şekilde yapılandırılmasını sağlayan yoğunlukların elle düzeltilmesi işlemiyle gerçekleştirilmiştir. Yumuşak doku ile diğer tüm öğelerin (kemik, protez vs.) yoğunlukları arasında büyük fark olduğundan kemikleri çevreleyen yumuşak dokuların tanımlanması çok daha kolay ve hızlı olmuştur. Yumuşak doku için 3B görüntü tanımlanırken daha sonra SDD programında kullanılacak şekilde içi dolu olarak tanımlanmıştır. Proteze ait bileşenlerin tanımlanması için yüksek yoğunluk değerleri seçilmiştir. Bu şekilde yüksek yoğunluğa sahip proteze ait Tibial ve Talar bileşenler tanımlanmış, arada bulunan polietilen malzemeden imal edilmiş hareketli yatak bileşeni ise kemikler arasındaki diğer tüm kıkırdaklar gibi SDD programında modellenmiştir. MIMICS yazılımı ile yoğunluk bölümlenme işlemi kullanılarak görüntülerin 3B yapılandırmasını elde etme aşamaları aşağıda başlıklar altında sıralanmıştır.

### 3.1.2.1 Medikal Verilerin Aktarımı (DICOM Görüntüleri)

MIMICS programı BT taramasında oluşturulan görüntülerin otomatik olarak açılmasına olanak verir. Bu çalışmada, kullanılan görüntüler 379 mm'lik bir görüş alanı için, 0,9 mm aralıklarla elde edilen 238 adet kesit alanına sahiptir.

### 3.1.2.2 Eşikleme

BT taramalarından elde edilen kesit görüntüleri gri ton değerlerini içeren piksellerden oluşur. MIMICS programında bu gri tonlama değerlerinin ölçeklendirilmesi için Hounsfield (HU) birimi kullanılmaktadır. Kemik yapısındaki her bir kemiğin ayrıştırılması ve aynı zamanda yumuşak doku hacminin ve proteze ait metal bileşenlerin tanımlanması için HU birimini baz alan eşikleme kullanılmıştır. Ayak kemikleri yapısındaki tüm kortikal ve trabekular kemiklerin tanımlanması için eşikleme işleminde alt limit değeri 250 HU ve üst limit değeri 2000 HU olarak seçilmiştir. Yumuşak doku için alt limit değeri -200 HU ve üst limit değeri 3071 HU olarak seçilmiştir. Yumuşak doku için tanımlanan bu aralık tüm yapıya ait elemanları içermektedir. Dolayısıyla yumuşak doku için oluşturulan 3B görüntü içi dolu olarak oluşturulmuştur. Protezin metal bileşenleri için ise alt limit 2800 HU ve üst limit 3000 HU değeri olarak seçilmiştir.

### 3.1.2.3 Yoğunluk Alanlarının Bölümlemesi

Bu çalışmada, parmak kemiğinin bileşenleri haricindeki diğer her bir kemik, yumuşak doku ve protezin metal bileşenlerinin her biri için tek ve ayrılmış alanlar oluşturularak, daha sonradan bağımsız geometrik dosyalar ve 3B modeller üretildi. Normal ayak için 5 adet parmak kemiği, 5 adet metatarsal, 3 adet köşeli kemik (cuneiform), skafoid (navicular) kemiği, kübsü (cuboid) kemiği, talus, kalkaneus, tibia ve fibula olmak üzere 19 adet kemik bileşeni ve 1 adet yumuşak doku bileşeni için ayrı bölgeler tanımlandı. Protezli ayak için ise bunlara ek olarak ayak bileği protezinin tibial ve talar bileşenleri içinde bölgeler tanımlandı. Ayrıca bu aşamada

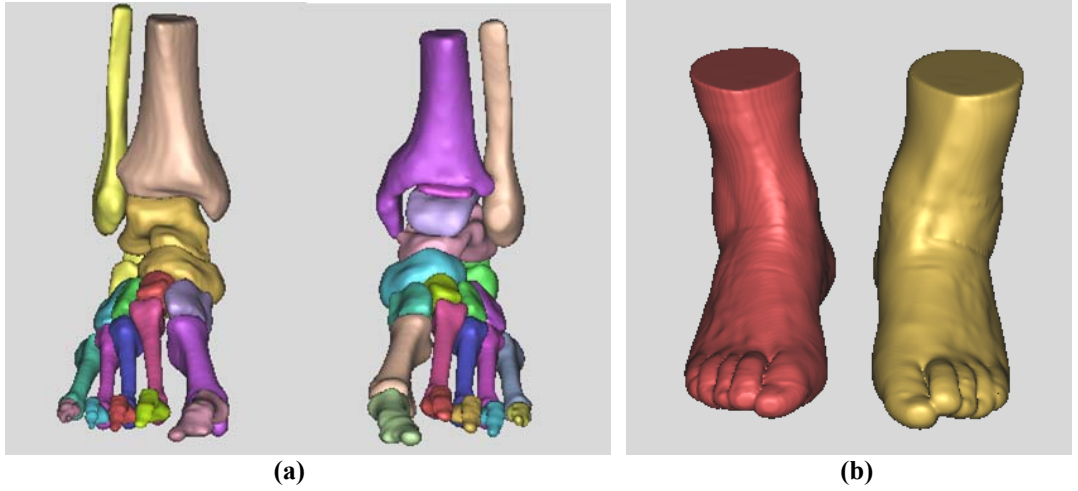
parmak ve kıkırdak bölgelerindeki önemsiz pikselleri ortadan kaldırmak için bazı manüel işlemlerde uygulandı.

#### *3.1.2.4 Bölge Büyütme*

Bölge büyütme işlemi, uygulanan farklı renklerdeki alanlara denk gelen ayrık ve farklı parçalardaki bölümlerin her birinin ayrılmasına imkân tanır. Bu geometriksel ayrımı gerçekleştirebilmek için komşu bölgelerin herhangi bir pikselle bağlı olmaması gerekir. Bu yüzden bu işlemden önce bölgelere ait sınırlar dikkatli bir şekilde incelenip düzenlenmiştir. Ayak yapısındaki kemikler ve yumuşak dokunun tam olarak tanımlanması için, sağlam ayakta 20 ve protezli ayakta 22 değişik bölge tanımlanmıştır.

#### *3.1.2.5 3B Görüntü Yapılandırılması*

Oluşturulan bölgeler kullanılarak her bir kemik, yumuşak doku ve protez bileşenleri için 3B görüntüler oluşturulmuştur. 3B yapılandırma, 2B kesit görüntülerini 3B görüntüye dönüştüren 3B interpolasyon tekniğine dayanmaktadır. Bu yapılandırma için ayak yapısının daha doğru bir boyutsal temsili elde edebilmek için doğru bir algoritmayla bağlantılı olan gri değerler interpolasyonu kullanıldı. Parçalara ait 3B görüntülerin her biri, daha sonra bir BDD programı olan SOLIDWORKS programında kullanılmak üzere \*.pointcloud formatına dönüştürüldü. BT taramasından elde edilen medikal görüntüler kullanılarak, MIMICS programı ile kemik, yumuşak doku ve protez bileşenlerine ait oluşturulan 3B görüntüler Şekil 3.2 a ve b de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Sağlam ve protezli ayaklara ait a) kemik ve protez bileşenleri b) yumuşak doku

### 3.1.3 SOLIDWORKS Programı ile Katı Model Oluşturma

MIMICS programına nokta bulutu (point cloud) olarak kaydedilen .txt dosyaları bilgisayar destekli dizayn programı olan SOLIDWORKS programına aktarılır. Programın “Scanto3D” modülü kullanılarak nokta bulutları üzerine yüzey oluşturulur. Elde edilen yüzeylerin düzeltilmesi ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılmasından sonra yüzey detayları en az olacak şekilde yüzey ağı oluşturulur. Daha sonra oluşturulan bu yüzey ağından katı model elde edilir. Daha önceki bölümde tanımlanan tüm bileşenler için tek tek bu işlem tekrarlanır. Bu şekilde kemik, içi dolu yumuşak doku ve protezin metal bileşenlerine ait katı model elde edilmiş olur. Bu bölümde düşük yoğunlukları nedeniyle daha önceki bölümde oluşturulamayan kıkırdak ve protezin polietilen mobil parçasının modellenmesi de yapılır. Kıkırdaklar için, eklemlerde kemiklerin karşılıklı yüzeyleri arasında gelecek katı cisimler oluşturulur. Bunun için katı modeli oluşturulan kemiklerde kıkırdakların geleceği bölgedeki karşılıklı yüzeyler üzerinde yeni yüzeyler oluşturulur ve oluşturulan bu yeni yüzeyler birleştirilerek katı cisim elde edilir. Aynı şekilde protezin mobil bileşeni içinde, mobil bileşenin boyutuna dikkat edilerek protezin talar ve tibial bileşenleri arasındaki karşılıklı yüzeyler arasında katı cisim oluşturulur. Son olarak normal ve protezli ayaklara ait tüm katı model bileşenleri (kemikler, kıkırdaklar ve protez bileşenleri (protezli ayak için)) yumuşak dokulardan çıkartılarak yumuşak dokunun içi boşaltılır. Ayrıca yine bu bölümde zemini temsil

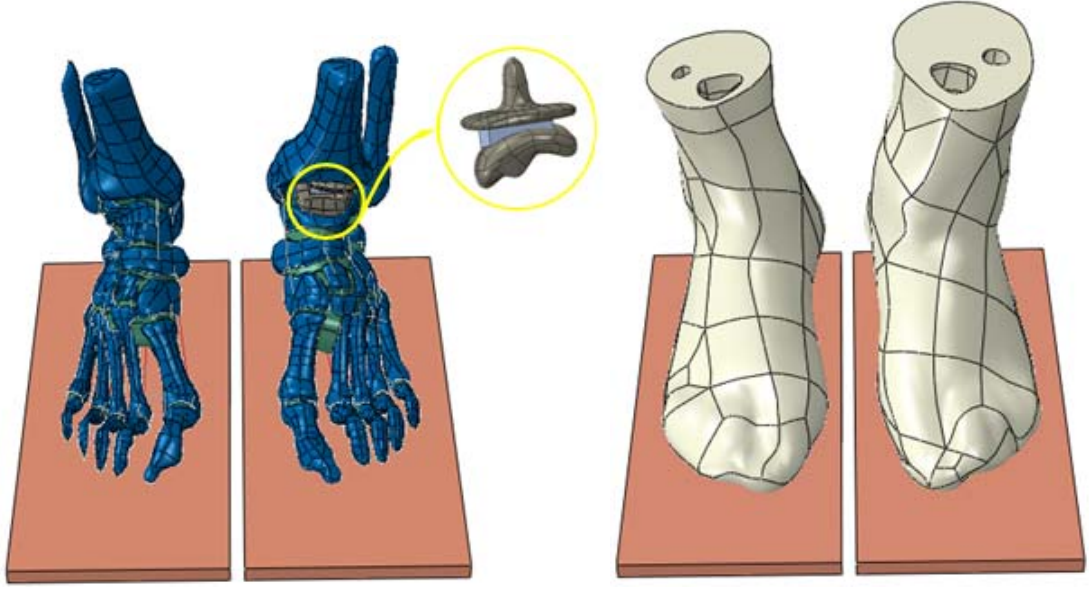
etmek için yumuşak doku modellerinin planar yüzeylerine teğet şekilde bloklar oluşturulur. Oluşturulan tüm katı modeller parasolid (x\_t) formatında kaydedilir.

### **3.2 ABAQUS Programı ile Analiz**

Bu bölümde normal ve protezli ayak için iki ayrı Sonlu Eleman modeli yapılır. Model için “parasolid” formatında kaydedilen ayırık parçalar programa aktarılarak bir araya toplanır ve ayak-ayak bileği kompleksi oluşturulur. Normal ve protezli ayak-ayak bileklerine ait Sonlu Eleman modelindeki kemik yapıları 5 adet parmak kemiği, 5 adet metatarsal, 3 adet köşeli kemik (cuneiform), skafoid (navicular) kemiği, kübsü (cuboid) kemiği, talus, kalkeneus, tibia ve fibula olmak üzere 19 adet parçadan oluşmaktadır. Eklem bölgelerindeki kemikler arasındaki boşluklar kıkırdaklarla birleştirilmiştir.

#### **3.2.1 Geometrik Tanımlama**

Anatomik modelin parçalarının tamamlanması için kemik yapısı, yumuşak doku ve kıkırdaklara ek olarak ligamentler ve faskianın tanımlanması gerekir. Bu kapsamda programın “part modülünde”, tüm ligamentler ve faskialar, literatürden (Interactive Foot and Ankle Primal Picture Ltd., London U.K., 2009) elde edilen kemiklerin üzerindeki ilgili temas noktaları birleştirilerek elde edilen bağlantılar ile tanımlanmıştır. Bu işlem sonunda her iki ayak için kalkeneus ile metatarsophalangeal eklemler arasında beşer adet faskia oluşturulmuştur. Ligamentler için ise normal ayak için toplam 76 adet ligament ve protezli ayakta ise protezin implantasyonu esnasında anterior tibiofibular, anterior tibiofibular, interosseous tibiofibular, anterior talofibular, posterior tibiofibular ve transverse tibiofibular ligamentleri kesildiği için toplam 71 adet ligament oluşturulmuştur. Tüm bu tanımlamalar sonunda normal ve protezli ayak için oluşturulan 3B modeller Şekil 3.3 de gösterilmiştir.



(a) Şekil 3.3. 3B katı model a) kemik yapısı, kıkırdak, ligamentler, faskia, ve protez bileşenleri b) yumuşak doku

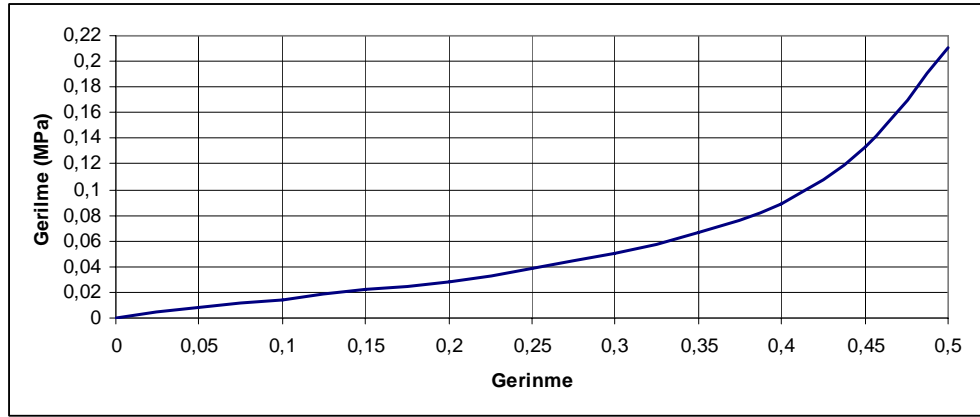
### 3.2.2 Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Bu çalışmada, yumuşak doku haricindeki diğer tüm model bileşenleri homojen, izotropik ve lineer elastik malzemem olarak kabul edilmiştir. Kemik yapıları için Young Modülü ve Poisson oranı, Gefen ve ark. (2000), tarafından geliştirilen kortikal (sert doku) ve trabeküler (süngerimsi doku) kemiklerin oranlanmasıyla geliştirilen modele dayalı olarak sırasıyla 7300 MPa ve 0,3 olarak alınmıştır. Kıkırdaklar, ligamentler, ve faskialara ait malzeme özellikleri için Tablo 1 de verilen literatürden alınmış değerler kullanılmıştır. Tüm ligamentler ve faskialar sıkıştırılmaz malzeme olarak kabul edilmiş ve kesit alanı olarak ligamentler  $18,4 \text{ mm}^2$  ve faskialar  $58,6 \text{ mm}^2$  olarak kabul edilmiştir.

Tablo 3.1 Modeldeki anatomik bileşenlere ait malzeme özellikleri

Bileşenler	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Kemikler	7300	0,3	Gefen ve ark. (2000)
Kıkırdaklar	10	0,4	Athanasiou, Liu, Lavery ve Lanctot, Schenck (1998)
Ligamentler	260	0,4	Siegler, Block ve Schneck (1988)
Faskia	350	0,4	Wright ve Rennels (1964)

Modeldeki yumuşak doku için nanlineer elastik malzeme davranışı, Şekil 3.4 de verilen, Lemmon, Shiang, Hashmi, Ubrecht ve Cavanagh (1997) ait çalışmanın in vivo deneylerden elde ettiği tek eksenli gerilme-gerinme verilerine dayalı olarak tanımlanmıştır.



Şekil 3.4. Yumuşak dokunun nanlineer tek eksenli mekanik davranışı (Lemmon ve ark., 1997).

Yumuşak dokunun bu nanlineer davranışı temsil etmek için, programda hiperelastik malzeme modeli kullanılmıştır. Bu amaçla ikinci dereceden gerinme enerjisi formülü kullanılmıştır.

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (3.1)$$

$$\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \quad (3.2)$$

$$\bar{I}_2 = \bar{\lambda}_1^{-2} + \bar{\lambda}_2^{-2} + \bar{\lambda}_3^{-2} \quad (3.3)$$

$$\bar{\lambda}_i = J_{el}^{-1/3} \lambda_i \quad (3.4)$$

Burada  $U$ : birim referans hacimdeki gerinme enerjisi,  $C_{ij}$  ( $N/mm^2$ ) ve  $D_i$  ( $mm^2/N$ ) malzeme parametreleri  $\bar{I}_1$  ve  $\bar{I}_2$  birinci ve ikinci deviatorik gerinme değişkenleri,  $J_e$ : hacim oranı,  $\lambda$ : asal uzama oranlarını belirtmektedir. Bu denklemlerin ABAQUS programı tarafından tek eksenli gerinme-gerilme verilerine bağlı olarak çözümü sonrasında elde edilen, yumuşak dokunun nonlineer mekanik davranışlarını temsil etmek için kullanılan hiperelastik malzemeye ait katsayılar Tablo 2 de verilmiştir.

Tablo 2: Hiperelastik malzemeye ait katsayılar

$C_{10}$	$C_{01}$	$C_{20}$	$C_{11}$	$C_{02}$	$D_1$	$D_2$
0,08556	-0,05841	0,039	-0,02319	0,00851	3,65273	0

Çalışmada modellenen protezli ayakta Bueshel Pappas marka total ayak bileği değişimi sistemi kullanılmıştır. Bu sistem talar, tibial ve aralarında bulunan mobil yatak bileşeni olmak üzere 3 parçadan oluşmaktadır. Protezdeki talar ve tibial bileşenler kobalt krom molibden (Co-Cr-Mo) malzemeden, mobil yatak bileşeni ise ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) malzemeden imal edilmiştir. Ayrıca zemin için beton malzemeye ait mekanik özellikler kullanılmıştır. Tüm bu malzemelere ait mekanik özellikler Tablo 3 de verilmiştir.

Tablo 3. Protez ve zemine ait malzeme özellikleri

Bileşenler	Malzeme	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Talar ve Tibial	Kobalt-Krom- Molibden (Co-Cr-Mo)	220000	0,30
Mobil yatak	Ultra-Yüksek-Moleküler-Ağırlıklı-Polietilen (UHMWPE)	600	0,46
Zemin	Beton	17000	0,10

### 3.2.3 Temas Özelliklerinin Belirlenmesi

Kemiklerle kırıkdağlar arası, kemiklerle yumuşak doku arası, yumuşak doku ile zemin arası, protez bileşenleri arası ve protez bileşenleri ile kemikler arasındaki etkileşimlerin simülasyonu için ABAQUS programının yüzey yüzeye kontak algoritması kullanılır. Programda genel olarak kayan ve sabit olmak üzere iki çeşit kontak vardır. Kemiklerle kırıkdağlar arasında ki kontak özelliği, eklem yüzeylerin kaygan doğası nedeniyle sürtünmesiz kayan kontak olarak tanımlanır. Eklem



kıkırdaklarının yumuşak kontak davranışının simülasyonu için Athanasiou ve ark. (1998) tarafından tanımlanan 1 MPa değerindeki kontak rijitliği kullanılmıştır. Ayak yüzeyi ve zemin arasında, Zhang ve Mak (1999) çalışmalarında belirtilen 0,6 değerindeki sürtünme katsayısı kullanılarak sürtünmeli bir kayan kontak tanımlanır. Protezin talar ve tibial bileşenleri ile ayak bileğindeki talus ve tibia kemikleri arasındaki temaslar sürtünmesiz kayan kontak olarak tanımlanır. Ayrıca protezin metal olan talar ve tibial bileşenleri ile polietilen mobil yatak bileşeni arasında da sürtünmesiz kayan kontak tanımlanmıştır (Reggiani, Leardini, Corrozza ve Taylor, 2006). Genellikle yumuşak doku temas halinde olduğu kemiklerle yapışık durumdadır, bu yüzden yumuşak dokunun iç yüzeyi ile, temas halinde olan kemik yüzeyleri arası bağlanarak sabit kontak tanımlanır. Aynı şekilde ligamentler ve faskia yapılarının uç noktaları ile kemik üzerinde temas halinde oldukları noktalar bağlanarak sabit kontak tanımlanır.

### 3.2.4 Ağ Oluşturma

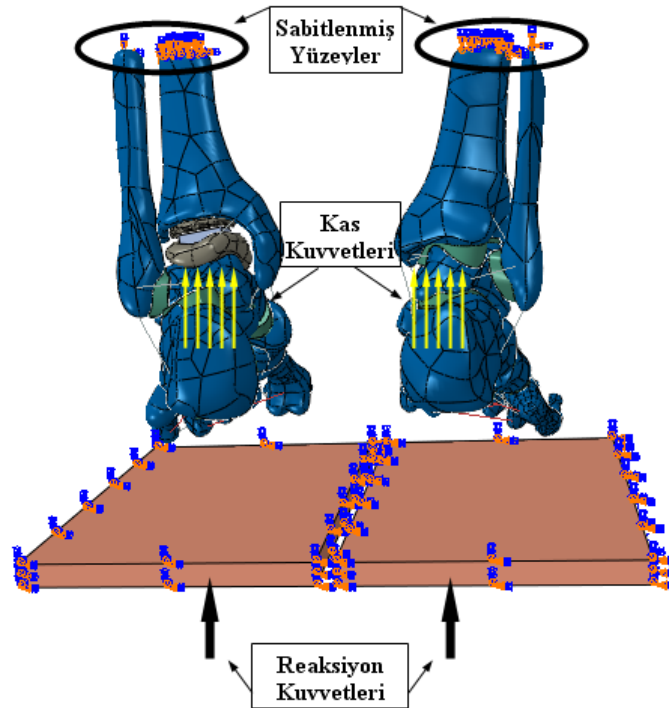
Sonlu eleman ağı oluşturulurken modelde bulunan kemik, yumuşak doku ve protez bileşenleri geometrilerinin düzensiz olması nedeniyle 4 düğümlü lineer tetrahedral elemanlar (C3D4) kullanılır. Zemin için ise geometrik yapı düzenli olduğundan tetrahedral elemana göre çok daha doğru ve hızlı sonuç veren 8 düğümlü lineer 3B brick elemanlar (C3D8R) kullanılır. Ligamentler ve faskialar ise sadece çekiye çalışan iki düğümlü lineer 3B truss elemanlar (T3D2) kullanılır. Tüm modelde yer alan eleman tipleri ve sayıları Tablo 4 de verilmiştir.

Tablo 4. Modelde bulunan eleman tipleri ve eleman ve düğüm sayıları

Bileşenler	Eleman Tipi (ABAQUS)	Eleman Sayısı		Düğüm Sayısı	
		Normal	Protezli	Normal	Protezli
Kemik Yapı	3B Tetrahedral (C3D4)	66582	65081	16146	15893
Kıkırdak Yapı	3B Tetrahedral (C3D4)	6756	9544	2621	3526
Yumuşak Doku	3B Tetrahedral (C3D4)	197051	177072	39340	35854
Zemin	3B Brick (C3D8R)	2448	2448	3900	3900
Ligamentler	3B Truss (T3D2)	99	90	163	148
Faskia	3B Truss (T3D2)	37	37	40	40
Protez bileşenleri	3B Tetrahedral (C3D4)	-----	8799	-----	2347

### 3.2.5 Yükleme ve Sınır Şartları

80 kg ağırlığa sahip biri için, denge duruş şeklinde her bir ayağa yaklaşık olarak 400 N değerinde bir kuvvet etkir. Vücut ağırlığı zemin için tanımlanan plakanın altındaki referans noktasına tekil kuvveti olarak uygulanır. Bu çalışmada vücut ağırlığına ek olarak Aşil tendon kuvvetleri de modele eklenmiştir. Cheung ve ark. (2006) çalışmalarında denge durumu için hesaplanan en doğru basınç merkezi değeri için Aşil tendonları kuvvetinin ayağa gelen kuvvetin 75% olarak girilmesi gerektiğini belirtmiştir. Bu çalışmada Aşil tendonları kuvveti kalkeneusun arka uç noktasına yerleştirilen beş tekil kuvvetle temsil edilmiştir. Sınır şartı olarak tibiya ve fibula kemiklerinin proksimal uçları ve yumuşak dokunun üst yüzeyi sabitlenmiştir. Ayrıca zemini oluşturan plakanın köşelerindeki yüzeylerin kuvvet hattı dışındaki diğer tüm yönlerdeki deplasmanları sınırlandırılmıştır. Sonlu eleman analizinde protezli ve normal ayak modellerinin her ikisi içinde aynı yükleme ve sınır şartları uygulanmıştır. Sonlu eleman modeline ait yükleme ve sınır şartları Şekil 3.5 de gösterilmiştir.



Şekil 3.5 Yükleme ve sınır şartları

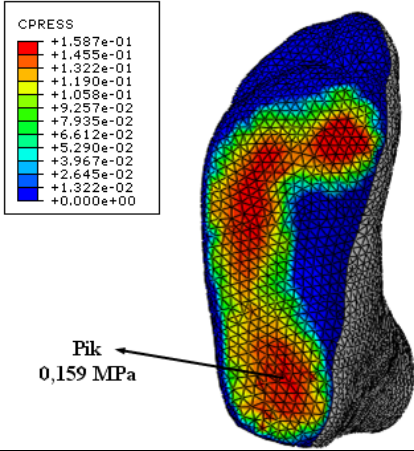
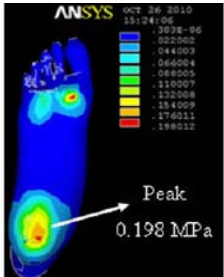
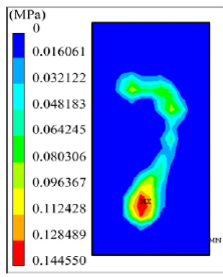
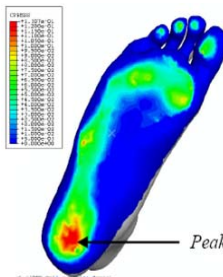
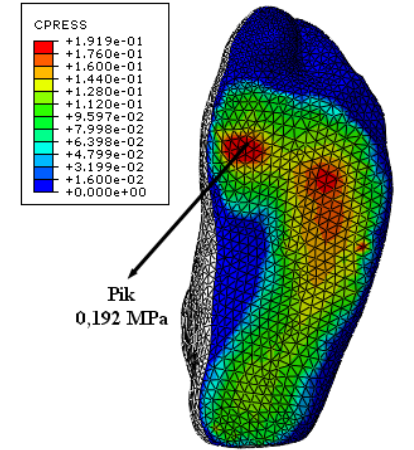
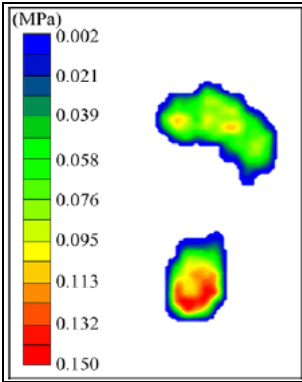
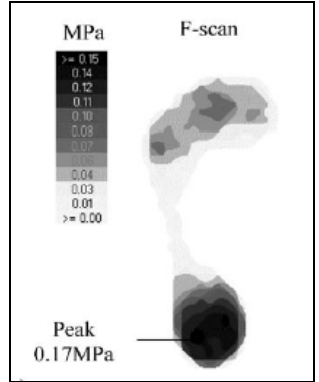
## **BÖLÜM DÖRT**

### **MODELLEMESİNE AİT SONUÇLAR**

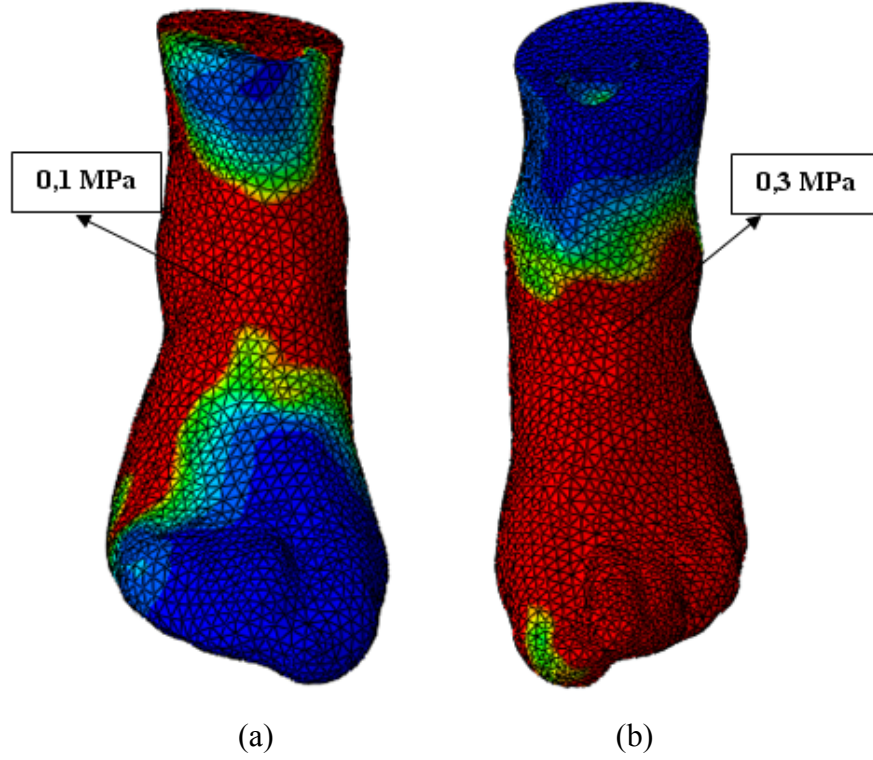
#### **4.1 Sonlu Eleman Analizinden Elde Edilen Sonuçlar**

Bir hastanın normal ve protezli ayak-ayak bileği kompleksine gerçek geometrilerine ait 3B sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Oluşturulan sonlu eleman modeli ile gerilme/gerinme ve temas basıncı dağılımları incelenebilmektedir. Analiz sonrası von Mises eşdeğer gerilme dağılımı ve düzlemsel basınç değerleri incelenmiştir. Analizden, denge durumu şartları göz önüne alınarak normal ve protezli ayak-ayak bileği komplekslerinin her ikisi için her bir kemikteki von Mises gerilmeleri ve yumuşak dokunun plantar yüzeydeki düzlemsel basınçlar elde edilmiştir.

Modelin doğrulanması için, sonlu eleman analizinden elde edilen düzlemsel basınç değeri literatürde yer alan deneysel veriler ve sonlu eleman sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır, Şekil 4.1. Şekil de görüldüğü gibi, gerilme dağılımlarının pik değerleri ve pozisyonları literatürde verilen sonuçlarla mukayese edilebilir durumda olup iyi bir uyum içerisindedir. Normal ve protezli ayak modelleri için sonlu eleman analizi ile elde edilen plantar gerilme dağılımları da aynı şekil içerisinde verilmiştir. Görüldüğü gibi, normal ayak modeli için, bulunan pik plantar basınç değeri 0,159 MPa olup arka ayak (topuk) ve ön ayak (birinci, üçüncü ve beşinci metatarsalların baş bölgeleri) bölgelerinde meydana gelmiştir. Protezli ayak modeli için ise, pik plantar basınç değeri 0,192 MPa olup ön ayak (birinci ve beşinci metatarsalların baş bölgeleri) bölgesinde gözlemlenmiştir. Protezli ve normal ayaklar karşılaştırıldığında, ayak bileği civarındaki yumuşak dokunun dorsal kısmında ki von Mises gerilme değerleri ortalama olarak 0,01 MPa dan 0,03 MPa yükselmiştir. Ayrıca aynı maksimum değer skalası için von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde protezli ayakta gerilme dağılımının normal ayağa oranla çok daha fazla yüzeye yayıldığı görülmektedir (Şekil 4.2).

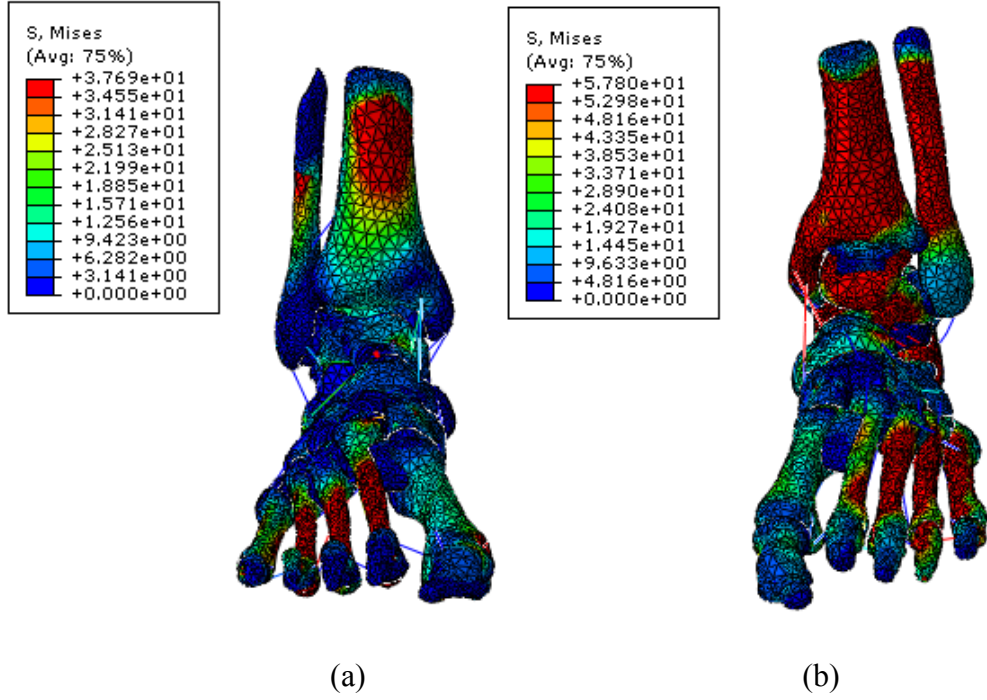
Hazırlanan normal ayak modeline ait plantar basınç değerleri	Yayınlanan SE plantar basınç değerleri		
	Qui ve ark. (2011)	Tao ve ark. (2009)	Antunes ve ark. (2007)
 <p>Pik 0,159 MPa</p>	 <p>Peak 0,198 MPa</p>	 <p>Peak 0,145 MPa</p>	 <p>Peak 0,131 MPa</p>
Pik 0,159 MPa	Pik 0,198 MPa	Pik 0,145 MPa	Pik 0,131 MPa
Hazırlanan protezli ayak modeline ait plantar basınç değerleri	Yayınlanan deneysel plantar basınç değerleri		
	Tao ve ark. (2009)	Cheung ve ark. (2005)	
 <p>Pik 0,192 MPa</p>	 <p>Pik 0,15 MPa</p>	 <p>Peak 0,17 MPa</p>	
Pik 0,192 MPa	Pik 0,15 MPa	Pik 0,17 MPa	

Şekil 4.1 Hazırlanan modellere ait plantar basınç değerlerinin yayınlanan SE ve deneysel sonuçlarla karşılaştırılması



Şekil 4.2 Yumuşak dokuda meydana gelen von Mises gerilme dağılımları  
a) Normal ayak b) Protezli ayak

Normal ve protezli ayak-ayak bileği kompleksi modellerinin her ikisi için kemik yapılarındaki von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.3 de verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, denge durumu için, protezli ayak modelinde üçüncü, dördüncü ve beşinci metatarsalların orta bölümlerinin dorsal yüzeylerinde ve talus ve tibia kemiklerinin dorsal yüzeylerinde diğer bölümlere oranla daha yüksek gerilme konsantrasyonları oluşmuştur. Normal ayak modelinde ise ikinci, üçüncü ve dördüncü metatarsalların orta bölümlerinde diğer bölgelere oranla daha yüksek gerilme konsantrasyonları oluşmuştur. Metatarsal kemikleri kalkaneus ve talus kemikleriyle birlikte ayak kemerini oluşturmaktadır. Ayak kemeri vücut tarafından uygulanan yükü ayağın arka kısmından ön kısmına aktarmaktadır. Bu yük aktarımı gerçekleştirilirken en uzun metatarsal kemikleri olan ikinci ve üçüncü metatarsal kemikleri oluşan moment dolayısıyla maksimum gerilme yoğunlaşmalarına maruz kalmaktadır.

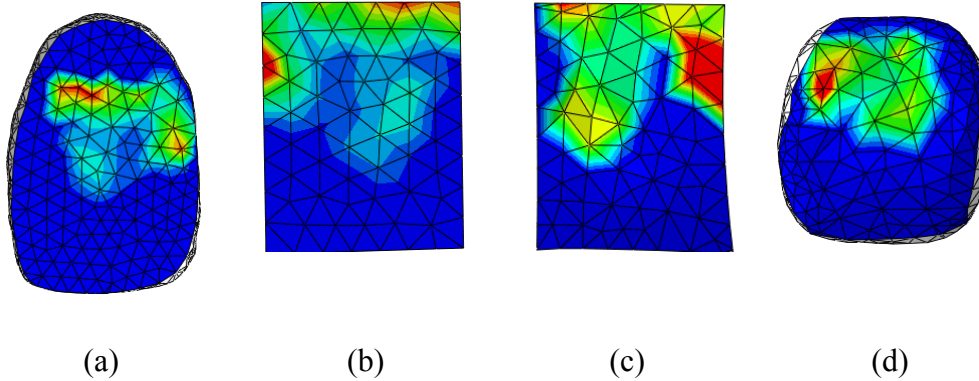


Şekil 4.3 von Mises gerilme dağılımları a) normal ayak modeli b) protezli ayak modeli

Eklemlerdeki gerilme dağılımları dikkate alındığında, normal ayak için, pik von Mises gerilmesi üçüncü metatarsal de olup değeri 6,766 MPa dır. Bunu tibia kemiğindeki 5,50 MPa değeri, kalkeneusda ki 3,464 MPa değeri ve ikinci metatarsalda ki 3,371 MPa değeri takip etmektedir. Protezli ayak-ayak bileği kompleksi modeli için pik von Mises gerilme değerleri sırasıyla, tibia kemiğinde 7,560 MPa, dördüncü metatarsalda 5,58 MPa ve beşinci metatarsalda 4,794 MPa olarak görülmüştür. Analiz sonuçlarında, protezli ayakta normal ayağa oranla dördüncü metatarsal, birinci metatarsal ve talus kemiklerinde ki eşdeğer gerilme değerlerinde artış gözlenmişken arada ki köşeli kemik (intermediate cuneiform), kalkeneus ve üçüncü metatarsallarda ki eşdeğer gerilme değerlerinde düşüş gözlemlenmiştir. Her iki modelde ki kemiklerin her birinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri Tablo 4.1 de verilmiştir.

Tablo 4.1 Protezli ve normal ayak modelindeki kemiklerde meydana gelen pik von Mises gerilme değerleri

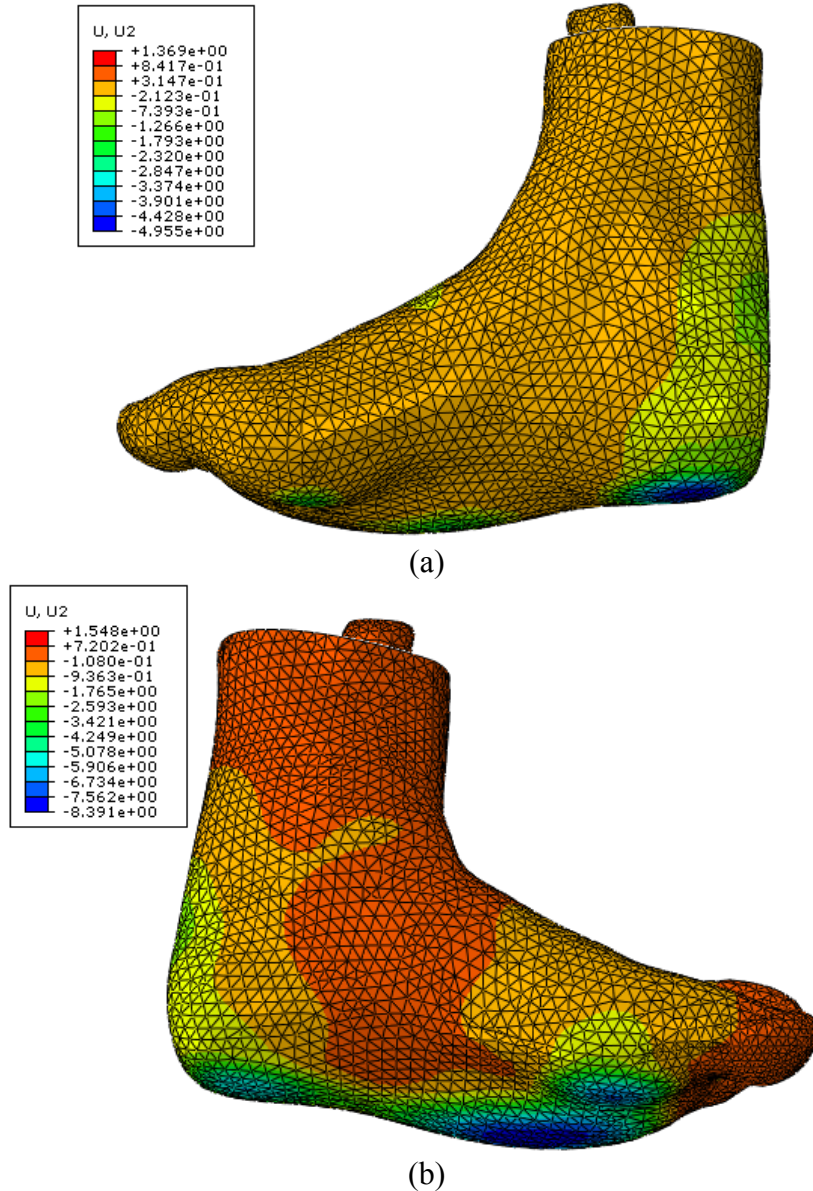
Kemik	Pik von Mises Gerilmeleri (MPa)	
	Normal	Protezli
Tibia	5,550	7,560
Fibula	1,267	2,684
Talus	2,068	4,730
Kalkeneus	3,464	2,302
Skafoid	1,697	2,080
Kübik	1,134	1,621
Medyal Köşeli Kemik	0,914	1,050
Ara Köşeli Kemik	1,205	0,118
Lateral Köşeli Kemik	2,352	2,947
Birinci Metatarsal	1,300	3,196
İkinci Metatarsal	3,371	4,639
Üçüncü Metatarsal	6,766	4,536
Dördüncü Metatarsal	2,000	5,580
Beşinci Metatarsal	2,240	4,794
Birinci Parmak	0,584	0,567
İkinci Parmak	0,496	0,551
Üçüncü Parmak	0,552	0,916
Dördüncü Parmak	0,307	0,451
Beşinci Parmak	0,131	0,190



Şekil 4.4 Protez bileşenleri arasında meydana gelen temas basıncı değerleri a) tibial bileşen alt yüzeyi b) mobil bileşen üst yüzeyi, c) mobil bileşen alt yüzeyi d) talar bileşen üst yüzey

Ayak bileği eklemleri vücut ağırlığının yaklaşık beş katı daha fazla yüklerle maruz kalabilmektedir. Dolayısıyla total ayak bileği protezlerinin küçük bir eklem alanına sahipken bu yüksek kuvvetleri tolere edebilmesi gerekir. Şekil 4.4 de denge durumu için protez bileşenleri arasında meydana gelen temas basıncı dağılımları

görülmektedir. Şekil incelendiğinde, protezin bileşenleri arasındaki eklem yüzeylerinde oluşan temas basıncı değerleri anterior ve posterior bölgelerde diğer bölgelere oranla daha yüksek çıktığı görülmektedir. Temas basıncının pik değerleri, tibial bileşenin alt yüzeyi ile polietilen mobil bileşenin üst yüzeylerinden oluşan eklem bölgesinde 6,42 MPa iken talar bileşenin üst yüzeyi ile polietilen mobil bileşenin alt yüzeylerinden oluşan eklem bölgesinde 6,75 MPa olarak görülmüştür.



Şekil 4.5 Ayak-ayak bileği kompleksinde uygulanan yük yönünde meydana gelen deplasman a) Normal Ayak b) Protezli Ayak

Şekil 4.5 de normal ve protezli ayak-ayak bileği komplekslerinde modele uygulanan yük doğrultusunda meydana gelen deplasman değerleri görülmektedir. Normal



ayakta maksimum deplasman değeri 4,96 mm olup yumuşak doku bileşeninde ayak tabanın arka kısmında meydana gelmişken protezli ayakta deplasman değeri 8,39 mm olup ayak tabanının ön kısmında gözlemlenmiştir. Protezli ayakta ayak tabanının arka kısmında 5,68 mm deplasman oluşmuştur.

#### 4.2 Nümerik Sonuçlara ait Tartışma

Total ayak bileği değişimi, ayak bileği iltihabı ve kırıklarının kullanılan en yaygın tedavisinde yöntemlerinden biridir. Ayak-ayak bileği kompleksindeki gerilme dağılımlarına ait bilgiler ayak bileği protezlerinin geliştirilmesi için en önemli noktalardan biridir. Ayak-ayak bileği kompleksindeki gerilme değerleri ve dağılımlarının doğrudan ölçümündeki zorluklar ve yüksek maliyet nedeniyle günümüzde bu konularla ilgili sonlu eleman yöntemlerinin kullanımını gittikçe yaygın bir hal almaktadır. Bu çalışmada, ayağında ayak bileği protezi bulunan bir hastanın sağlam (sol) ve protezli (sağ) ayaklarına ait BT görüntüleri kullanılarak ayak-ayak bileği kompleksine ait sonlu eleman modeli elde edilmiştir. Daha sonra oluşturulan bu modeller kullanılarak normal ve protezli ayak-ayak bileği yapılarının her ikisi için gerilme analizleri yapılmıştır. Çalışmanın bu kısmının esas amacı, bir hastanın dengeli duruş hali için protezli ve normal ayak-ayak bileği komplekslerinde ki, von Mises eşdeğer gerilme değerlerinin ve plantar basınç dağılımlarının karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmada kemiğe ait süngerimsi doku (trabeküler) ve sert doku (kortikal) bileşenleri lineer elastik malzeme özeliğine sahip tek bir homojen bileşen olarak modellenmiştir. Kemik yapılar, protez bileşenleri, ligamentler ve faskiaya ait malzeme özellikleri elastik davranışa sahip lineer olarak kabul edilmiştir. Hazırlanan sonlu eleman modelinin doğruluğunun ispatlanması için kullanılan tüm malzeme özellikleri literatürde kullanılan değerlere uygun seçilmiştir. Analiz için statik yükleme şartları dikkate alınmıştır. Modelin karmaşıklığının azaltılarak, işlem süresi ve eleman sayısının azaltılması için protezli ve normal ayak-ayak bileği kompleksinin her ikisinin modellenmesinde geometrik ve malzeme özelliklerinde bazı sadeleştirmeler yapılmıştır. Örneğin modeli geometrik açıdan basitleştirmek için

katı model elde edilirken daha düzgün bir yüzey elde edebilmek amacıyla yüzey düzgünleştirme komutu kullanılmıştır. Ayrıca diğer tüm iç ve dış kas kuvvetleri ihmal edilerek sadece Aşil tendonu kuvveti dikkate alınmıştır. Geliştirilen bu model kullanılarak daha verimli bir ayak bileği protezinin dizaynı yapılabilir ve ayak bileği implantasyonlarında ameliyat öncesi planlamalar gerçekleştirilebilir.

Çalışma sonunda normal bir ayak için elde edilen eşdeğer gerilme değerleri ve plantar basınç dağılımları, sağlam ayağa ait dengeli duruş hali için literatürde bulunan diğer sonlu eleman modeli ve deneysel çalışma sonuçlarıyla iyi bir uyum göstermiştir. Örneğin Cheung ve ark. (2005) çalışmalarında en yüksek eşdeğer gerilme değerlerini üçüncü ve ikinci metatarsalların orta bölümlerinde oluştuğunu ve değerlerinin sırasıyla 7,94 MPa ve 4,47 MPa olduğunu belirtmişler. Belirtilen bu değerlerin bu çalışmadan elde edilen değerlerden azda olsa daha yüksek olduğu görülmektedir. Gerilme değerlerindeki bu farklılığa rağmen, ayak-ayak bileği kompleksindeki gerilme dağılımları bakımından her iki model arasında iyi bir uyum olduğu görülmektedir.

Çalışma sonunda protez bileşenlerine ait elde edilen temas basıncı değerlerinin literatürde bulunan diğer çalışmalara ait sonuçlarla doğrudan karşılaştırılması pek mümkün değildir. Çünkü literatürde bulunan çalışmalarda yapıyla analizler değişik total ayak bileği tasarımları için, değişik yükleme, sınır şartları ve ligament modellerinde gerçekleştirilmiştir. Reggiaini ve ark. (2006), sonlu eleman yöntemi kullanarak BOX total ayak bileği protezini incelemişler. Çalışma sonunda 1600 N luk bir eksenel yük altında, protezin tibial ve talar eklem yüzeylerinde meydana gelen temas basınçlarının sırasıyla ortalama olarak 6,4 MPa ve 10,3 MPa ve pik olarak 10,3 MPa ve 16,1 MPa olduğu belirtilmiş. Diğer bir sonlu eleman çalışmasında McIff, Saltzman ve Brown (2001), 3650 N luk bir bası yükü altında STAR protezi bileşenlerinin anterior, posterior ve iç kısımlarında meydana gelen temas basınçlarının bileşenlerin alt ve üst yüzeylerine oranla daha yüksek olduğu görülmüş. Miller, Galik, Conti ve Smolinski (2003) gerçekleştirdiği bir çalışmada, Agility protezine ait bir sonlu eleman çalışması sonucunda, 3330 N luk bir eksenel yük altında, pik temas basıncı değerlerinin talar bileşenin uçları boyunca oluştuğu

görülmüştür. Bu bölgelerdeki temas basınçları 26-36 MPa aralığında iken orta bölgelerdeki temas basınçları 20-24 MPa aralığında değiştiği belirtilmiştir.

Ayak-ayak bileği yapısında uygulanan yük yönünde meydana gelen deplasman değerleri incelendiğinde normal ayakta oluşan deplasman değerinin protezli ayakta oluşan değere göre daha düşük olduğu görülmüştür. Ayrıca maksimum deplasman değerleri normal ayakta ayak tabanının ayağın arka kısmında görülürken protezli ayakta ayak tabanının ön kısmında görülmüştür.

Literatürde bulunan sonlu eleman modellerinin birçoğunda ayak bileğinin biyomekaniği oluşturulurken yükler ve sınır şartları sadeleştirilmiştir. Sonlu eleman modellerinin hiçbirinde ayak-ayak bileği kompleksine ait kemik yapı, ligamentler, faskia ve yumuşak doku bileşenlerinin tümü bulunmamaktadır. Bu anlamda bu çalışma sonunda protezli ayak için elde edilen model literatürde ilk defa yer alacaktır.

Literatürde bulunan sonlu eleman modellerinin doğruluklarının ispatlanması için plantar basınç dağılımlarının ölçümü yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu çalışmada, denge duruş halindeki yükleme durumu için protezli ve sağlam ayakların her ikisi için plantar temas basınç değerleri sonlu eleman yöntemi kullanılarak elde edilmiştir. Sağlam ayak için elde edilen değerler ve dağılım şekilleri literatürde yer alan değerlerle iyi bir uyum göstermiştir.

#### **4.3 Nümerik Sonuçlara ait Değerlendirme**

Bu çalışmada, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri, MIMICS programı ve SOLIDWORKS programı kullanılarak normal ve protezli ayak-ayak bileği komplekslerine ait sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Hazırlanan katı modellerin analizi ABAQUS programında gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonunda 3B model oluşturma ve bu modele ait analizde BT görüntülerinin güvenilir bir biçimde kullanılabilmesi gösterilmiştir. Analiz sonuçlarından protezli ayak-ayak bileği kompleksi ile normal ayak-ayak bileği komplekslerine ait eşdeğer gerilme değerleri

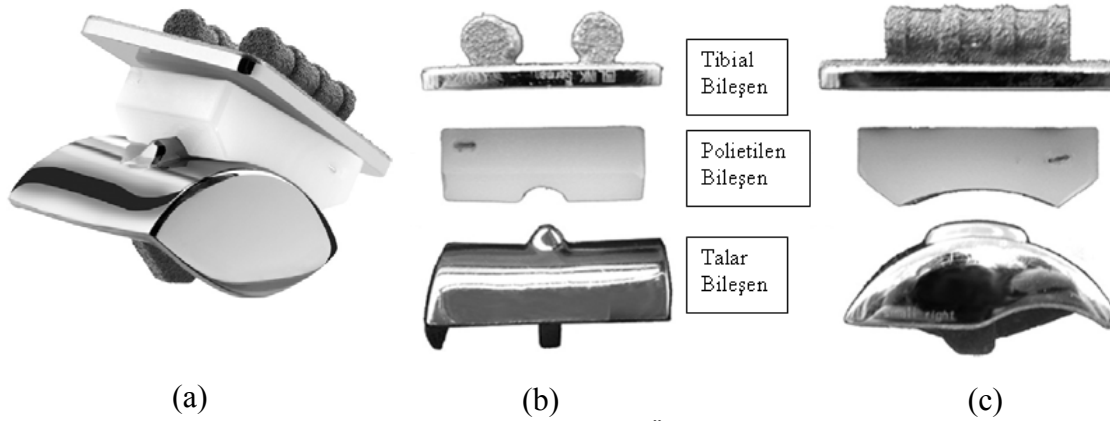
karşılaştırıldığında ayağın arka kısmındaki gerilmeler artarken ön kısmındaki gerilmelerin azaldığı görülmüştür. Hastanın protezli ayağı ile ilgili şikayetleri elde edilen sonuçlarla uyum göstermiştir. Örneğin, tıpkı hastanın şikayetlerinde olduğu gibi, protezli ayak-ayak bileği kompleksi ile normal ayak-ayak bileği kompleksi karşılaştırıldığında en yüksek gerilme değişimleri üçüncü ve ikinci metatarsal ve talus ve tibia kemiklerinde gözlemlenmiştir. Bu çalışmaya dayanarak çok daha gelişmiş sonlu eleman modelleri gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte ayak-ayak bileği anatomisinin gerçek geometrisine uygun hazırlanan bu modeller ve elde edilen analiz sonuçları kullanılarak bilgisayar ortamında daha verimli protez modelleri geliştirilebilir.

## BÖLÜM BEŞ

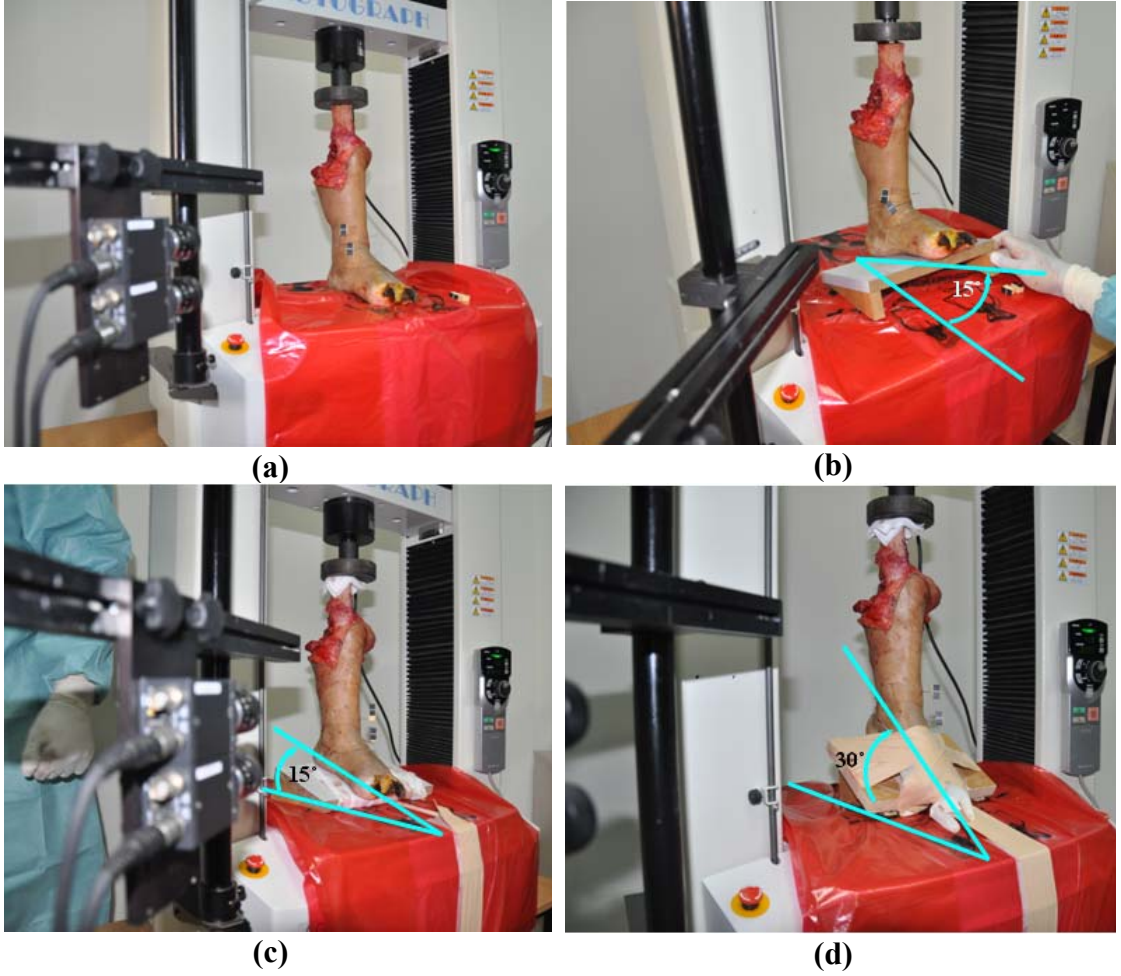
### DENEYSEL ÇALIŞMA

#### 5.1 Deneysel Uygulanan Materyal ve Yöntem

Çalışmanın bu bölümünde, statik yükleme durumu altında ayak bileği protezinin ayağın nötral, 15° dorsifleksiyon, 15° plantarfleksiyon ve 30° plantarfleksiyon pozisyonlarındaki etkisini inceleyebilmek için bası deneyleri yapılmıştır (Şekil 5.2). Deneysel için 5 mm/dakika hız ve maksimum 800 N'luk kuvvet değerleri seçilmiştir. Bası deneylerinde deplasman değerleri için iki farklı kayıt yapılmıştır. Bunlardan birincisi cihazın stroke değerleri ikincisi ise tibia ve talus üzerine medial ve lateral yönlerde yerleştirilen markerlar kullanılarak video ekstensometre yardımıyla okunan değerlerdir. Deneyler ilk olarak protezsiz ayak kullanılarak bahsedilen dört farklı durum için yapılmıştır. Daha sonra laboratuvarında yapılan operasyonla Şekil 5.3 de görüldüğü gibi aynı ayağa STAR marka ayak bileği protezi (Şekil 5.1) yerleştirilmiş ve aynı deneyler tekrarlanmıştır. Deneyler sonunda tüm durumlar için kuvvet ve deplasman değerleri kaydedilmiş ve bunlara ait grafikler hazırlanmıştır. Ayrıca 800 N olan maksimum kuvvet anında stroke ve video ekstansiyometreden kaydedilen deplasman değerlerine ait tabloda hazırlanmıştır.



Şekil 5.2 STAR protezi ve bileşenleri (b. Yan görünüş c. Ön görünüş )



Şekil 5.2 Deney düzeneği a) Nötral pozisyon, b) 15° Dorsifleksiyon pozisyonu, c) 15° Plantarfleksiyon pozisyonu d) 30° Plantarfleksiyon pozisyonu



Şekil 5.3 Protezli ayak

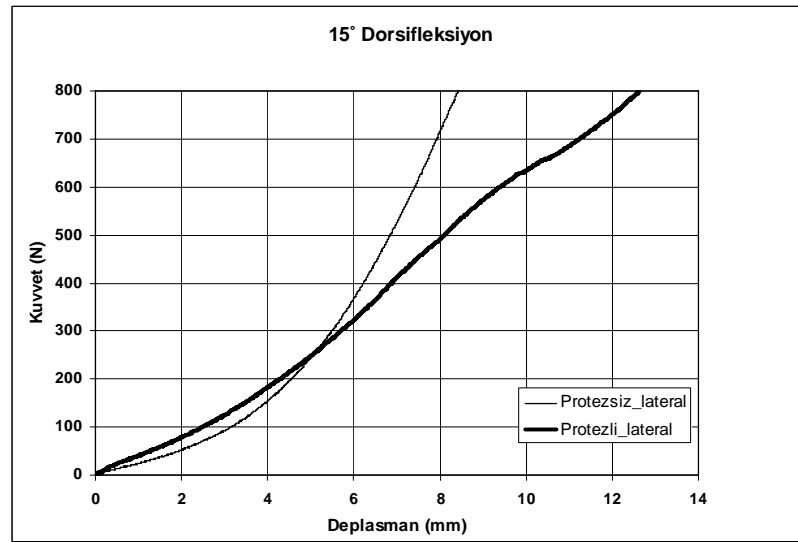
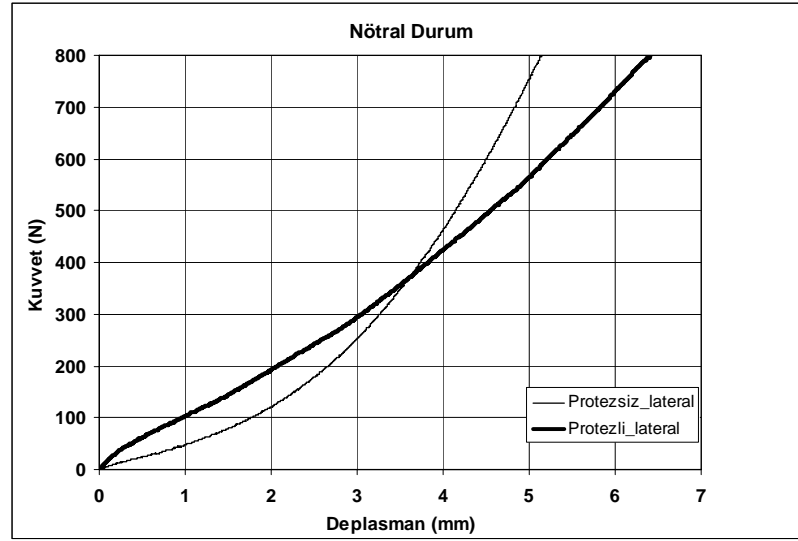
## 5.2 Deneysel Sonuçlar

Şekil 5.4.a da n6tral pozisyon için protezli ve protezsiz ayaklara ait kuvvet deplasman değişimleri g6r6lmektedir. Normal denge durumu olan n6tral pozisyon için kuvvet deplasman değişimlerinin yaklaşık 400 N kuvvet değerine kadar her iki protezsiz ve protezli durumda benzer olduğu, bu kuvvet değerinden sonra protezli ayakta deplasman değerlerinin normal ayağa g6re daha hızlı arttığı g6r6lm6Őt6r. Maksimum kuvvet değerinde ise protezli ayaktaki deplasman değeri ile protezsiz ayaktaki deplasman değeri arasında 1,27 mm fark olduğu g6r6lm6Őt6r.

Şekil 5.4.b da 15° dorsifleksiyon pozisyonu için protezli ve protezsiz ayaklara ait kuvvet deplasman değişimleri g6r6lmektedir. Şekil 5.4.b incelendiğinde, 15° dorsifleksiyon konumunda protezli ve protezsiz ayaktaki kuvvet deplasman değişiminin benzer olduğu g6r6lm6Őt6r. Kuvvetin 300 N değerini aŐtıktan sonra deplasman değerinin protezli ayakta daha fazla arttığı ve maksimum kuvvet değeri olan 800 N da protezli ve protezsiz ayaklara ait deplasman değerleri arasında 4,21 mm fark olduğu g6r6lm6Őt6r.

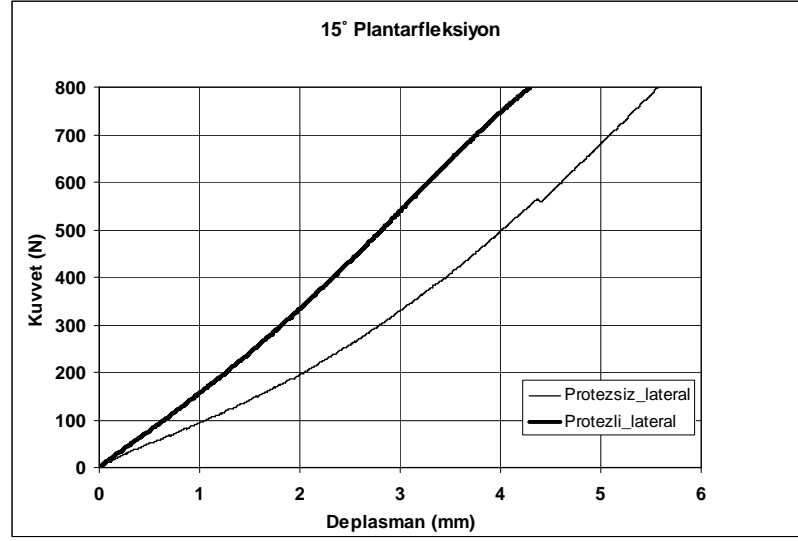
Şekil 5.5.a de 15° plantarfleksiyon pozisyonu için protezli ve protezsiz ayaklara ait kuvvet deplasman değişimleri g6r6lmektedir. 15° plantarfleksiyon durumu için kuvvet artışının protezli ayakta protezsiz ayağa g6re daha y6ksek olduğu Protezli ayakta maksimum kuvvet değerine 4,292 mm deplasmanda ulaŐılırken protezsiz ayakta 5,567 mm de ulaŐıldıęı g6r6lm6Őt6r.

Şekil 5.5.b de 30° plantarfleksiyon pozisyonu için protezli ve protezsiz ayaklara ait kuvvet deplasman değişimleri g6r6lmektedir. 30° plantarfleksiyon durumu incelendiğinde 15° plantarfleksiyon durumuna benzer olarak protezli ayaktaki kuvvet artışının protezsiz ayaktakine g6re daha y6ksek olduğu ve maksimum kuvvet değerine daha k66k deplasman değerinde ulaŐıldıęı g6r6lm6Őt6r. Maksimum kuvvet değerine protezli ve protezsiz ayakta sırasıyla 6,275 mm ve 6,619 mm deplasman değerlerinde ulaşılmıştır.

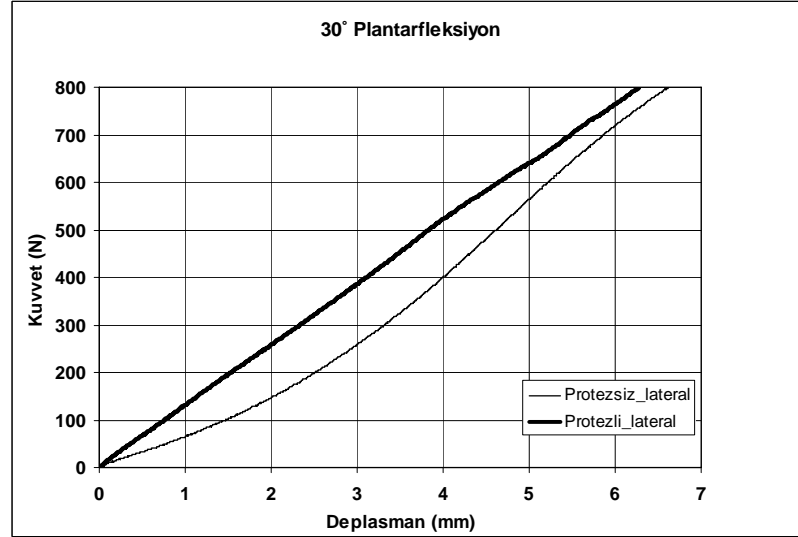


Şekil 5.4 Protezli ve protezsiz ayaklardaki kuvvet deplasman değişimleri  
a) Nötral Pozisyon b) 15°Dorsifleksiyon Pozisyonu





(c)

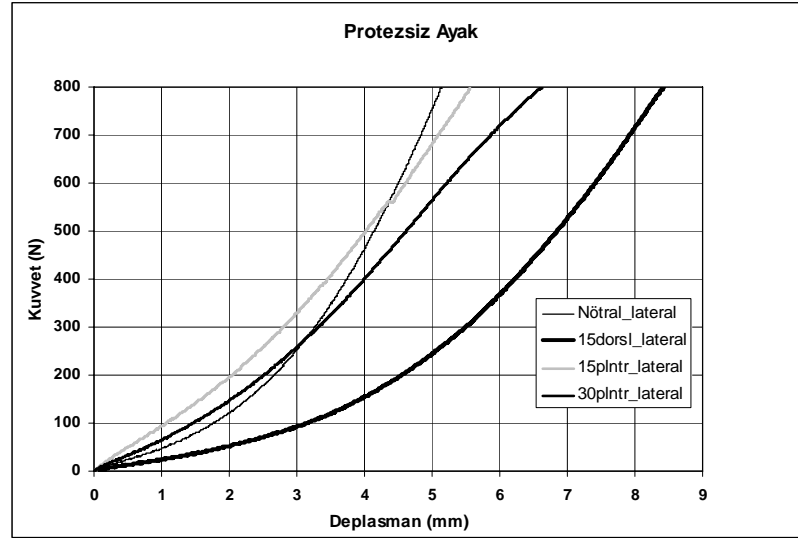


(d)

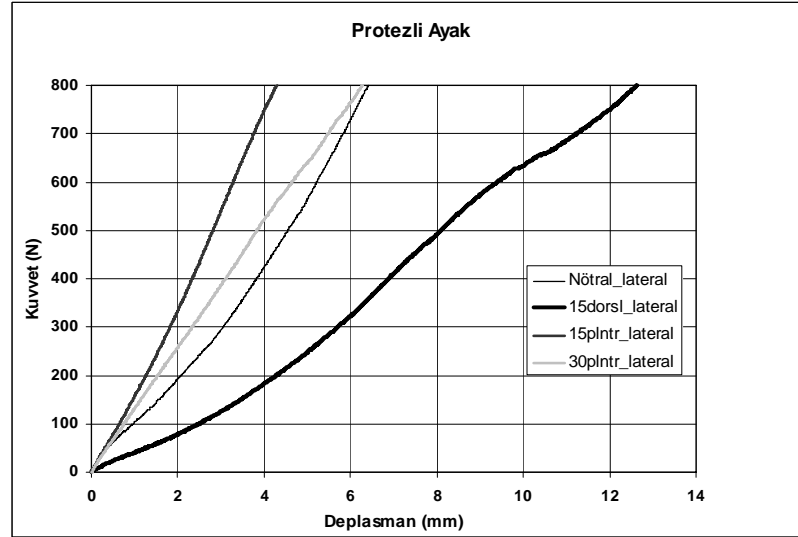
Şekil 5.5 Protezli ve protezsiz ayaklardaki kuvvet deplasman değişimleri  
 a) 15° Plantarfleksiyon Pozisyonu a) 30° Plantarfleksiyon Pozisyonu

Şekil 5.6 da protezsiz ve protezli ayağın pozisyonları için kuvvet deplasman değişimleri incelenmiştir. Şekil 5.6.a incelendiğinde, nötral, 15° plantarfleksiyon ve 30° plantarfleksiyon pozisyonları için kuvvet deplasman değişimlerinin yaklaşık olarak benzer olduğu ve maksimum kuvvet değerinde deplasman değerlerinin 5 mm ile 6,5 mm arasında olduğu görülmüştür. Fakat 15° dorsifleksiyon durumunda deplasman değerlerinin daha hızlı arttığı ve maksimum kuvvet anında deplasman değerinin 8,4 mm olup diğer tüm pozisyonlar için daha yüksek olduğu görülmüştür.

Protezli ayak için incelen grafikte (Şekil 5.6.b) protezsiz ayağa benzer olarak kuvvet deplasman değişimlerinin nötral, 15° plantarfleksiyon ve 30° plantarfleksiyon durumları için yaklaşık olarak aynı olduğu, fakat 15° dorsifleksiyon pozisyonunda bu değişimde deplasman artışının yine normal ayaktaki duruma benzer olarak çok daha hızlı olduğu görülmüştür.



(a)



(b)

Şekil 5.6 Ayağın farklı pozisyonları için kuvvet deplasman değişimleri

a) Protezsiz ayak b) Protezli ayak

Tablo 5.1 de, maksimum kuvvet değeri anında oluşan deplasman değerleri verilmiştir. 15° dorsifleksiyon pozisyonunda maksimum deplasman değeri protezsiz ayakta 8,421 mm ve protezli ayakta 12,626 mm olarak gözlenmiştir. Bu değerler diğer tüm pozisyonlara göre maksimum değerlerdir. Maksimum kuvvet anındaki minimum deplasman değerleri ise protezsiz ayakta nötral pozisyonda ve 5,141 mm ve protezli ayakta ise 4,292 mm ve 15° plantarfleksiyon pozisyonunda gözlemlenmiştir. Protezli ve protezsiz ayaklardaki deplasman değerleri arasından en büyük fark ise 4,205 mm olarak 15° dorsifleksiyon pozisyonunda gözlenmiştir.

Tablo 5.1 Maksimum kuvvet anında ki deplasman değerleri

	Pozisyon	Stroke (mm)	Ekstansiyometre (mm)	
			Medial	Lateral
Protezsiz Ayak	Nötral	5,141	7,178	1,253
	15° Dorsifleksiyon	8,421	0,153	-1,126
	15° Plantarfleksiyon	5,567	-0,291	1,616
	30° Plantarfleksiyon	6,619	-2,125	-0,213
Protezli Ayak	Nötral	6,408	-2,731	-4,797
	15° Dorsifleksiyon	12,626	-4,091	-10,609
	15° Plantarfleksiyon	4,292	-0,519	-0,409
	30° Plantarfleksiyon	6,275	1,013	10,028

### 5.3 Deney Sonuçlarına ait Değerlendirme

Protezli ve protezsiz ayaklarda ki kuvvet-deplasman değişimleri incelendiğinde 15° ve 30° plantarfleksiyon pozisyonlarında protezli ayakta ki kuvvet artışının protezsiz ayağa oranla daha hızlı olduğu görülmüştür. Bu pozisyonlardaki kuvvet-deplasman değişimlerinin protezsiz ve protezli ayağın her ikisi içinde diğer pozisyonlara oranla daha lineer olduğu görülmektedir. Nötral ve dorsifleksiyon durumlarında protezli ayakta maksimum kuvvet protezsiz ayağa göre daha yüksek deplasman değerlerine ulaşılmıştır. Nötral ve dorsifleksiyon durumlarında protezli ayaktaki kuvvet-deplasman değişimleri normal ayaktakine oranla daha fazla

düzensizlik göstermiştir. Belli bir deplasman değerinden sonra protezli ayaktaki kuvvet değerleri daha düşük çıkmıştır.

15° dorsifleksiyon pozisyonunda maksimum deplasman değeri protezsiz ayakta 8,421 mm ve protezli ayakta 12,626 mm olarak gözlenmiştir. Bu değerler diğer tüm pozisyonlarla karşılaştırılınca maksimum değerlerdir. Maksimum kuvvet anındaki minimum deplasman değerleri ise protezsiz ayakta nötral pozisyonda ve 5,141 mm ve protezli ayakta ise 4,292 mm ve 15° plantarfleksiyon pozisyonunda gözlemlenmiştir. Protezli ve protezsiz ayaklardaki deplasman değerleri arasından en büyük fark ise 4,205 mm olarak 15° dorsifleksiyon pozisyonunda gözlenmiştir.

Video ekstansiyometre ile yapılan takipte, kadavra üzerine yumuşak doku içinden geçirilerek kemiğe tutturulan teller üzerine yerleştirilen markerların deney esnasında yumuşak doku ve kemik yapının farklı deplasmanı nedeniyle düzlemden çıkması nedeniyle hatalı değerler okunmuştur.

## **BÖLÜM ALTI**

### **SONUÇLAR ve ÖNERİLER**

#### **6.1 Sonuçlar**

Bu çalışmada ayak bileğinde kullanılan protezlerin, günlük yaşamsal hareketlerin sonucu olarak oluşan yüklere karşı mukavemeti ve oluşan gerilmeleri incelenmiştir. Çalışmanın ilk bölümünde ayak kemikleri ve biyomekaniği ile ilgili ve ayak bileğinde kullanılan protezler hakkında bilgiler verilmiş ve protez modellerine etkiyebilecek kuvvetler anlatılmıştır. İkinci bölümde ayak/ayak bileği yapısı ve ayak bileği protezlerine ait CT görüntüleri kullanılarak gerçek geometrilere ait modeller hazırlanmış ve bir sonlu eleman analizi programı kullanılarak bu modellere ait analizler yapılmıştır. Daha sonra hazırlanan deney düzeneği yardımıyla kadavra bir ayağa ait normal ve total ayak bileği protezli durum için kuvvet deplasman değerleri incelenmiştir. Son olarak sonuçlar nümerik ve deneysel sonuçlar için normal ve protezli ayaklar için sonuçlar karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışmanın ardından elde edilen sonuçlar aşağıdaki maddelerde belirtilmiştir.

- Duruş ve hareketi sağlayan ayak-ayak bileği yapısı aynı zamanda alt ekstremitte yoluyla etkin güç transferinde önemli bir rol oynar. Ayak ve ayak bileği kompleksinde yara ve bozuk fonksiyonların tedavisi yapılacak cerrahi planlamalar için bu bölgenin karmaşık anatomisi ve biyomekaniğinin tam olarak anlaşılması gerekir.

- Hasarlı ayak bileği eklemleri, ayak ve ayak bileği kompleksinin biyomekaniksel değişimlerinde önemli bir rol oynar. Ritim ve adam uzunluğunun azalmasıyla asimetrik bir yürüyüş meydana gelir ve yürüme hızı düşer. Tüm düzlemlerde ayağın arka kısmının hareketi azalır ve bu azalma ön ayağa yansır. Normal bireylerde görülen ayak bileği ve subtalar eklem hareketi eşleşmeleri kaybolur ve düşey zemin kuvvetlerinin pik değerlerinde değişim görülür. Hasarlı ayak bileklerinin yeniden yapılandırılmasında total ayak bileği değişimi yöntemi artrodez yöntemine göre daha iyi sonuçlar vermektedir.

- Ayak ve ayak bileği yapısının karmaşık geometrisi nedeniyle geometriksel olarak tam doğru bir şekilde modellenmesi oldukça zordur. Bu nedenle gerçek görüntüler kullanılarak modeller elde edilmelidir. Bu çalışmada bir hastanın normal ve protezli ayak ve ayak bileği komplekslerinin Bilgisayar Tomografisi (BT) görüntüleri kullanılarak normal ve protezli ayak-ayak bileği komplekslerinin gerçek geometrilerine ait 3B sonlu eleman modeli geliştirilmiştir.

- Yapılan analizler sonunda normal ayak modelinde bulunan plantar basınç dağılımları arka ayak (topuk) ve ön ayak (birinci, üçüncü ve beşinci metatarsalların baş bölgeleri) bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Protezli ayak modeli için ise, plantar basınç dağılımları ön ayak (birinci ve beşinci metatarsalların baş bölgeleri) bölgesinde yoğunlaşmıştır. Normal ve protezli ayaklardaki pik plantar basınç değerleri karşılaştırıldığında protezli ayakta oluşan değerler daha büyük olduğu görülmüştür.

- Protezli ve normal ayaklarda ayak bileği civarındaki yumuşak dokunun dorsal kısmında ki ortalama von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında, protezli ayakta değerler üç misli arttığı görülmüştür. Ayrıca aynı maksimum değer skalası için von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde protezli ayağa ait yumuşak dokuda gerilme dağılımının normal ayağa oranla çok daha fazla yüzeye yayıldığı görülmektedir.

- Protezli ayak modelinde üçüncü, dördüncü ve beşinci metatarsalların orta bölümlerinin dorsal yüzeylerinde ve talus ve tibia kemiklerinin dorsal yüzeylerinde diğer bölümlere oranla daha yüksek gerilme konsantrasyonları oluşmuştur.

- Normal ayak modelinde ikinci, üçüncü ve dördüncü metatarsalların orta bölümlerinde diğer bölgelere oranla daha yüksek gerilme konsantrasyonları oluşmuştur.

- Analiz sonuçlarında, protezli ayakta normal ayağa oranla dördüncü metatarsal, birinci metatarsal ve talus kemiklerinde ki eşdeğer gerilme değerlerinde

artış gözlenmişken arada ki köşeli kemik (intermediate cuneiform), kalkaneus ve üçüncü metatarsallarda ki eşdeğer gerilme değerlerinde düşüş gözlemlenmiştir.

- Analiz sonuçlarından protezli ayak-ayak bileği kompleksi ile normal ayak-ayak bileği komplekslerine ait eşdeğer gerilme değerleri karşılaştırıldığında ayağın arka kısmındaki gerilmeler artarken ön kısmındaki gerilmelerin azaldığı görülmüştür.

- Protezli ayakta bulunan Buechel-Pappas protezin bileşenleri arasındaki eklem yüzeylerinde oluşan temas basıncı değerleri anterior ve posterior bölgelerde diğer bölgelere oranla daha yüksek çıkmıştır.

- Çalışma sonunda normal bir ayak için elde edilen eşdeğer gerilme değerleri ve plantar basınç dağılımları, sağlam ayağa ait dengeli duruş hali için literatürde bulunan diğer sonlu eleman modeli ve deneysel çalışma sonuçlarıyla karşılaştırılmış ve iyi bir uyum içinde olduğu görülmüştür.

- Ayak-ayak bileği yapısında uygulanan yük yönünde meydana gelen deplasman değerleri incelendiğinde normal ayakta oluşan deplasman değerinin protezli ayakta oluşan değere göre daha düşük olduğu görülmüştür. Normal ayakta ayak tabanının arka kısmında maksimum deplasman oluşurken protezli ayakta maksimum temas basınçlarının olduğu ön kısımda maksimum deplasman gerçekleşmiştir. Normal ve protezli ayak-ayak bileği yapısında ayak tabanında yumuşak doku bileşeninin arka kısmında meydana gelen deplasmanlar karşılaştırıldığında protezli ayakta daha yüksek miktarda deplasman oluşmuştur. Deneysel sonuçlarda da nötral durum için elde edilen kuvvet deplasman grafikleri incelendiğinde modelde ki duruma benzer olarak protezli ayaktaki deplasman değerinin normal ayağa göre daha yüksek olduğu görülmüştür.

- Çalışma sonunda 3B model oluşturma ve bu modele ait analizde BT görüntülerinin güvenilir bir biçimde kullanılabileceği gösterilmiştir.

- Literatürde bulunan total ayak bileği protezleriyle ilgili sonlu eleman modellerinin birçoğunda ayak bileğinin biyomekaniği oluşturulurken yükler ve sınır şartları sadeleştirilmiştir. Sonlu eleman modellerinin hiçbirinde ayak-ayak bileği kompleksine ait kemik yapı, ligamentler, faskia ve yumuşak doku bileşenlerinin tümü bulunmamaktadır. Bu anlamda bu çalışma sonunda protezli ayak için elde edilen model literatürde ilk defa yer alacaktır.

- Bu çalışmada kullanılan modelleme ve analiz yöntemi kullanılarak çok daha gelişmiş sonlu eleman modelleri gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte ayak-ayak bileği anatomisinin gerçek geometrisine uygun hazırlanan bu modeller ve elde edilen analiz sonuçları kullanılarak bilgisayar ortamında daha verimli protez modelleri geliştirilebilir.

- Deneyler sonucunda protezli ve protezsiz ayaklarda ki kuvvet-deplasman değişimleri incelendiğinde  $15^\circ$  ve  $30^\circ$  plantarfleksiyon pozisyonlarında protezli ayakta ki kuvvet artışının protezsiz ayağa oranla daha hızlı olduğu görülmüştür. Bu pozisyonlardaki kuvvet-deplasman değişimlerinin protezsiz ve protezli ayağın her ikisi içinde diğer pozisyonlara oranla daha lineer olduğu görülmektedir.

- Nötral ve dorsifleksiyon durumlarında protezli ayakta maksimum kuvvet protezsiz ayağa göre daha yüksek deplasman değerlerine ulaşılmıştır. Nötral ve dorsifleksiyon durumlarında protezli ayaktaki kuvvet-deplasman değişimleri normal ayaktakine oranla daha fazla düzensizlik göstermiştir. Belli bir deplasman değerinden sonra protezli ayaktaki kuvvet değerleri daha düşük çıkmıştır.

- $15^\circ$  dorsifleksiyon pozisyonunda maksimum deplasman değeri protezsiz ayakta 8,421 mm ve protezli ayakta 12,626 mm olarak gözlenmiştir. Bu değerler diğer tüm pozisyonlarla karşılaştırılınca maksimum değerlerdir. Maksimum kuvvet anındaki minimum deplasman değerleri ise protezsiz ayakta nötral pozisyonda ve 5,141 mm ve protezli ayakta ise 4,292 mm ve  $15^\circ$  plantarfleksiyon pozisyonunda gözlemlenmiştir. Protezli ve protezsiz ayaklardaki deplasman değerleri arasından en büyük fark ise 4,205 mm olarak  $15^\circ$  dorsifleksiyon pozisyonunda gözlenmiştir.



## 6.2 Öneriler

Bu çalışmada ayak bileği protezinin ayak-ayak bileği yapısı üzerindeki etkilerinin görmek amacıyla iki farklı model total ayak bileği protezine ait çalışmalar yapılmıştır. Buechel-Pappas protezi BT görüntüleri kullanılarak oluşturulan katı model ile nümerik olarak incelenirken, STAR protezi ise kadavra ayak kullanılarak deneysel yöntemle incelenmiştir. Yapılan çalışmanın geliştirilmesi için öneriler aşağıda maddeler halinde belirtilmiştir.

- Model oluşturulurken kemiğe ait süngerimsi doku (trabeküler) ve sert doku (kortikal) bileşenleri dikkate alınarak ayak-ayak bileğinin mekanik özellikleri daha doğru modellenebilir.
- Ligamentler ve plantar faskia için tanımlanan kesit alanları değişken olarak alınabilir.
- Yürüme ve koşma vs. gibi durumlar için gerekli yükleme ve sınır şartları uygulanarak analiz yapılabilir.
- Daha düzgün bir yüzey oluşturma amacıyla kullanılan düzleştirme işlemi yapılmadan model oluşturularak daha gerçekçi bir geometri elde edilebilir.,
- Sadece Aşil tendon kuvvetleri değil diğer tüm iç ve dış kas kuvvetleri modele eklenebilir.
- BT görüntülerinden protez bileşenlere ait model oluşturulurken tarama esnasında metalik elemanlarda meydana gelen parlamalar nedeniyle sıkıntılar yaşanmaktadır. Protezin metal bileşenleri bir çizim programında modellenip ayağa yerleştirilerek bu sıkıntı giderilebilir. Bu sayede protez geometrisinde yapılacak değişikliklerin ayak-ayak bileği kompleksi üzerindeki etkileri de incelenebilir.

- Deneyle esnasında deplasman değerleri, ayak-ayak bileği kompleksinin rijitliği cihazın genel rijitliğinden çok daha kk olduğundan stroke değerlerinden kaydedilmiştir. Video ekstansiyometre ile yapılan takipte, kadavra üzerine yumuşak doku içinden geçirilerek kemiğe tutturulan teller üzerine yerleştirilen markerların deney esnasında yumuşak doku ve kemik yapının farklı deplasmanı nedeniyle düzlemde çıkması nedeniyle hatalı değerler okunmuştur. Daha doğru ve bölgesel deplasmanların ölçülmesi için ayak kadavrası numunesi üzerinde bir sistem geliştirilerek video ekstansiyometre veya strain-gauge yardımıyla değerler alınabilir.

- Günümüzde kullanılan pek çok marka total ayak bileği protezi mevcuttur. Her bir protezin bir diğerine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Hastaların için en doğru protezin seçilebilmesi amacıyla mevcut kullanılan total ayak bileği protezlerine ait katı modeller hazırlanarak bir kütüphane oluşturulup, total ayak bileği değişimi yapılacak hastalarda ameliyat öncesi bilgisayar ortamında modelleme ve analiz yapılarak en doğru protez seçimi yapılabilir.

## KAYNAKLAR

- Affatato, S., Leardini, A., Leardini, W., Giannini S. ve Viceconti, M. (2007). Meniscal wear at a three-component total ankle prosthesis by a knee joint simulator. *Journal of Biomechanics*, 40, 1871–1876.
- Ali, Higgins, G. A. ve Mohamed, M. (2007). Intermediate Results of Buechel Pappas Unconstrained Uncemented Total Ankle Replacement for Osteoarthritis. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 46 (1), 16-20.
- Alonso-Vazquez, A., Lauge-Pederson, H., Lidgren, L. ve Taylor, M. (2004). Initial stability of ankle arthrodesis with three-screw fixation. A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 19, 751-799.
- Alonso-Vazquez, A., Lauge-Pederson, H., Lidgren, L. ve Taylor, M. (2003). Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours. *Clinical Biomechanics*, 18, 244-253.
- Antunes, P. J., Dias, G. R., Coelho, A. T., Rebelo, F. ve Pereira, T. (b.t). *Non-linear finite element modeling of anatomically detailed 3D foot model*. 21 Şubat 2012. <http://materialise.com/materialise/view/en/394365-Non-Linear+Finite+Element+Modeling+of+Anatomically+Detailed+3D+Foot+Model.html>.
- Athanasίου, K. A., Liu, G. T., Lavery, L. A., Lanctot, D. R. ve Schenck, R. C. (1998). Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 348, 269-381.
- Boonpratong, A. ve Ren, L. (2010). The Human Ankle-Foot Complex as a Multi-Configurable Mechanism during the Stance Phase of Walking. *Journal of Bionic Engineering*, 7, 211–218.

- Carlsson, A. S., Henricson, A., Linder, L., Nilsson, A. ve Redlund-Johnell, I. (2001). A 10-year survival analysis of 69 Bath and Wessex ankle replacements. *Foot and Ankle surgery*, 7, 39-44.
- Chen, W. P., Tang, F. T. ve Ju, C. W. (2011). Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 16, 614-620.
- Cheung, J. T. M. ve Zhang, M. (2008). Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. *Medical Engineering & Physics*, 30, 269-277.
- Cheung, J. T. M., Zhang, M. ve An, K. N. (2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clinical Biomechanics*, 19, 839-846.
- Cheung, J. T. M., Zhang, M. ve An, K. N. (2006). Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing. *Clinical Biomechanics*, 21, 194-203.
- Cheung, J. T. M., Zhang, M., Leung, A. K. L. ve Fan, Y. B. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics*, 38, 1045-1054.
- Connor, C.J. ve Nabhani, F. (2004). Biomechanical evaluation of external ankle arthrodesis contact area and pressure distribution. *Journal of Materials Processing Technology*, 153, 174-178.
- DeOrio, J. K. (2010). INBONE Total Ankle Arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty*, 21, 288-294.

- Detrembleur, C. ve Leemrijse, T. (2009). The effects of total ankle replacement on gait disability: Analysis of energetic and mechanical variables. *Gait & Posture*, 29, 270–274.
- Dyrby, C., Chou, L.B., Andriacchi, T. P. ve Mann, R. A. (2004). Functional evaluation of the scandinavian total ankle replacement. *Foot & Ankle International*, 25 (6), 377-378.
- Ellis, S., Moril-Penalver, L. ve Deland, J. T. (2010). The Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR) System. *Seminars in Arthroplasty*, 275-281.
- Esparragoza, L., Vidal, C. ve Vaquero, J. (2011). Comparative Study of the Quality of Life Between Arthrodesis and Total Arthroplasty Substitution of the Ankle. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 50, 383–387.
- Evanski, P. H. ve Waugh, T. R. (1977). Management of arthritis of the ankle. An alternative of arthrodesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 122, 110–115.
- Fadel, G. E., Nassif, M., Clift, B. A. ve Rowley, D. I. (2006). Ankle arthrodesis using an anterior tension device. *Foot and Ankle Surgery*, 12, 65–69.
- Gefen, A. (2001). Simulations of Foot Stability During Gait Characteristic of Ankle Dorsiflexor Weakness in the Elderly. *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9, 333-337.
- Gefen, A. (2002). Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of Biomechanics*, 35, 629-637.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y. Ve Arcan, M. (2000). Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 630-639.

- Giannini, S., Romagnoli, M., O'Connor, J. J., Catani, F., Nogarin, L., Magnan, B., Malerba, F., Massari, L., Guelfi, M., Milano, L., Volpe, A., Rebecato, A. ve Leardini, A. (2011). Early Clinical Results of the BOX Ankle Replacement Are Satisfactory: A Multicenter Feasibility Study of 158 Ankles. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 50, 641–647.
- Goenaga, F. Á. (2008). Total ankle replacement. First 25 cases. *Revista Espanola de Cirugia Ortopedica y Traumatologia*, 52, 224-32.
- Halstead, J. Turner, D. E. ve Redmond, A. C. (2005). The relationship between hallux dorsiflexion and ankle joint complex frontal plane kinematics: A preliminary study. *Clinical Biomechanics*, 20, 526–531.
- Hamel, A. J., Sharkey, N. A., Buczek, F. L. ve Michelson, J. (2004). Relative motions of the tibia, talus, and calcaneus during the stance phase of gait: a cadaver study. *Gait and Posture*, 20, 147–153.
- Hansen, A. H., Childress D. S., Miff, S. C., Gard, S. A. ve Mesplay, K. P. (2004). The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37, 1467–1474.
- Hansen, M. L., Otis, J. C., Kenneally, S. M. ve Deland J.T. (2001). A closed-loop cadaveric foot and ankle loading model. *Journal of Biomechanics*, 34, 551–555.
- Herberts, p., Goldie, I. F., Korner, L., Larsson, U., Lindborg, G. ve Zachrisson, B. E. (1982). Endoprosthetic arthroplasty of the ankle joint. A clinical and radiological follow-up. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53 (4), 687–696.
- Houdijk, H., Doets, H. C., Middelkoop, M. ve Veeger, H. E. J. (2008). Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. *Gait & Posture*, 27, 115–119.

- Ingrosso, S., Benedetti, M.G., Leardini, A., Casanelli, S. Sforza, T. ve Giannini, S. (2009). GAIT analysis in patients operated with a novel total ankle prosthesis. *Gait & Posture*, 30, 132–137.
- Jacob, S. ve Patil, M. K. (1999). Stress analysis in three-dimensional foot models of normal and diabetic neuropathy. *Frontiers of Medical & Biological Engineering*, 3, 211-227.
- Jenson, N. C. ve Linde, F. (2009). Long-term follow-up on 33 TPR ankle joint replacements in 26 patients with rheumatoid arthritis. *Foot and Ankle Surgery*, 15, 123-126.
- Kharwadkar, N. ve Harris N.J. (2009). Revision of STAR total ankle replacement to hybrid AES–STAR total ankle replacement—A report of two cases. *Foot and Ankle Surgery*, 15, 101–105.
- Khazzam, M., Long, J. T., Marks, R. M. ve Harris, G. F. (2006). Preoperative gait characterization of patients with ankle arthrosis. *Gait & Posture*, 24, 85–93.
- Kirkup, J. (1985). Richard Smith ankle arthroplasty. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 78 (4), 301-304.
- Krissen, C., Sumon, H., Nicholas, B., Howard, C., Andrew, A. ve Andrew, S. (2011). Tibio-talo-calcaneo fusion using a locked intramedullary compressive nail. *Foot and Ankle Surgery*, 17, 228–232.
- Kumar, A. ve Dhar, S. (2007). Total ankle replacement: Early results during learning period. *Foot and Ankle Surgery*, 13, 19–23.
- Lagaay, P. M. ve Schuberth, J. M. (2010). Analysis of Ankle Range of Motion and Functional Outcome Following Total Ankle Arthroplasty. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 49, 147–151.

- Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F. ve Giannini, S. (1999). Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *Journal of Biomechanics*, 32, 111-118.
- Lemmon, D., Shiang, T. Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J. S. and Cavanagh, P. R. (1997). The effect of insoles in therapeutic footwear-a finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 30, 615-620.
- Liu, G. T. Ve Lanctot, D. R. (1997). Human Articular Cartilage Biomechanics of the Second Metatarsal Intermediate Cuneiform Joint. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 36 (5), 367-374.
- Lord, G. ve Marotte, J. H. (1973). Total Ankle Prosthesis. Technic and 1 st results. Apropos of 12 cases. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de L'appareil Moteur*, 59 (2), 139-151.
- MacWilliams, B. A., Cowley, M. ve Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait and Posture*, 17, 214-224.
- McIff, T., Saltzman, C. ve Brown, T. (2001). Contact pressure and internal stresses in a mobile bearing total ankle replacement. *Proceeding of the 47 th Annual Meeting, Orthopedic Research Society, San Francisco*, 191.
- Mehta, S. K., Donley, B. G., Jockel, J. R., Slovenkai, M. P., Casillas, M. M., Berberian, W. S. and Lin, S. S. (2010). The Salto Talaris Total Ankle Arthroplasty System: A Review and Report of Early Results. *Seminars in Arthroplasty*, 21, 282-287.
- Miller, M. C., Galik, K., Conti, S. ve Smokinski, P. (2003). Polyethylene linear stress in a semi-constrained ankle prosthesis. *Proceeding of the 49 th Annual Meeting, Orthopedic Research Society, New Orleans*, poster # 1299.



- Newton, S. E. (1982). Total ankle arthroplasty. Clinical study of fifty cases. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 64 (1), 104–111.
- Nunez-Samper, M. (2007). Modular Ankle Arthroplasty. *Review of Orthopaedics and Traumatology*, 51, 42-50.
- Panikkar, K. V., Taylor, A., Kamath, S. ve Henry, A.P.J. (2003). A comparison of open and arthroscopic ankle fusion. *Foot and Ankle Surgery*, 9, 169–172.
- Protopapadaki, A., Drechsler W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J. ve Scott, O. M. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22, 203–210.
- Qiu, T. X., Teo, E. C., Yan, Y. B. ve Lei, W. (2011). Finite element modeling of a 3D coupled foot–boot model. *Medical Engineering & Physics*, 33, 1228– 1233.
- Reggiani, B., Leardini, A., Corazza, F. ve Taylor, M. (2006). Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 39, 1435–1443.
- Saragas, N. P. (2004). Results of arthroscopic arthrodesis of the ankle. *Foot and Ankle Surgery*, 10, 141–143.
- Sasimontongkul, S., Bay, B. K. ve Pavol, M. J. (2007). Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *Journal of Biomechanics*, 40, 3503–3509.
- Schuberth, J. M., Ruch, J. A., and Hansen, S. T. (2008). The Tripod Fixation Technique for Ankle Arthrodesis. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 48 (1), 93–96.

- Sharkey, N. A. ve Hamel, A. J. (1998). A dynamic cadaver model of the stance phase of gait: performance characteristics and kinetic validation. *Clinical Biomechanics*, 13, 420-433.
- Siegler, S., Block, J. ve Schneck, C. D. (1988). The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & Ankle*, 8, 234-242.
- Simpson, K. J. ve Jiang, P. (1999). Foot landing position during gait influences ground reaction forces. *Clinical Biomechanics*, 14, 396-402.
- Sinitski, E. H., Hansen, A. H. ve Wilken, J. M. (2012). Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle-foot prostheses. *Journal of Biomechanics*, 45, 588-594.
- Smith, R., Rattanaprasert, U. ve O'Dwyer, N. (2001). Coordination of the ankle joint complex during walking. *Human Movement Science*, 20, 447-460.
- Tao, K., Wang, T., Wang, C., Wang, X., Liu, A., Nester, C. J. ve Howard, D. (2009). An *In Vivo* Experimental Validation of a Computational Model of Human Foot. *Journal of Bionic Engineering*, 6, 387-397.
- Valderrabano, V., Hintermann, B., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D. ve Stergiou, P. (2003). Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 3: talar movement. *Foot and Ankle International*, 24 (12), 897-900.
- Valderrabano, V., Nigg, B. M., Tscharnner, V., Stefanyshyn, D. J., Goepfert, B. ve Hintermann, B. (2007). Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clinical Biomechanics*, 22, 894-904.
- Watanabe, K., Crevoisier, X. M., Kitaoka, H. B., Zhao, K. D., Berglund, L. J., Kaufman, K. R. ve An, K. (2009). Analysis of joint laxity after total ankle arthroplasty: Cadaver study. *Clinical Biomechanics*, 24, 655-660.

- Wright, D. ve Rennels, D. (1964). A study of the elastic properties of plantar fascia. *The journal of Bone and Joint Surgery AM*, 46, 482-492.
- Wroslavsky, P., Giorgini, R., Japour, C. ve Emmanuel, J. (2006). The Mini-Arthrotomy Ankle Arthrodesis: A Review of Nine Cases. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 45 (6), 424–430.
- Wu, W., Su,F., Cheng, Y., Huang, P., Chou,Y. ve Chou, C. (2000). Gait analysis after ankle arthrodesis. *Gait and Posture*, 11, 54–61.
- Yalamanchili, P., Donely, B., Casillas, M., Ables, A. and Lin, S. (2008). Salto Talaris Total Ankle Replacement. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 18, 277-281.
- Yamaguchi, S., Tanaka. Y., Kosugi, S., Takakura, Y., Sasho, T. ve Banks, S. A. (2011). In vivo kinematics of two-component total ankle arthroplasty during non-weightbearing and weightbearing dorsiflexion/plantarflexion. *Journal of Biomechanics*, 44, 995-1000.
- Ying, N., Kim, W., Wong, Y. ve Kam, B. H. (2004). Analysis of passive motion characteristics of the ankle joint complex using dual Euler angle parameters. *Clinical Biomechanics*, 19, 153–160.
- Yu, J., Cheung, J. T. M., Fan, Y., Zhang, Y., Leung, A. K. L. ve Zhang M. (2008). Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical biomechanics*, 23, 531-538.
- Zhang, M. ve Mak, A. F. T. (1999). In vivo skin frictional properties. *Prosthetics and Orthotics International*, 23, 135-141.