



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN AYIĞI BİYOMEKANİĞİNİN
İNCELENMESİ

Betül GÜLÇİMEN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA 2008



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN AYIĞI BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

Betül GÜLÇİMEN

Prof.Dr.Sedat ÜLKÜ
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA 2008


T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN AYIĞI BİYOMEKANİĞİNİN
İNCELENMESİ

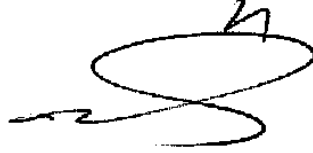
Betül GÜLÇİMEN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Bu Tez 11/08/2008 tarihinde aşığıdaki jüri tarafından oybirliğı ile kabul edilmiştir.



Prof.Dr.Sedat ÜLKÜ
Danışman



Doç.Dr.Reşat ÖZCAN



Prof.Dr.Recep Eren

ÖZET

Bu çalışmada öncelikle insan ayağı ve ayak bileğinin anatomik olarak gerçeğe uygun sonlu elemanlar modelinin oluşturulması hedeflenmiştir, yapılan analizle insan ayağı ve ayak bileğinin biyomekanik davranışı tespit edilmiştir.

Anatomik olarak gerçeğe uygun bir ayak modelinin oluşturulabilmesi için tersine mühendislik yönteminin uygulanması gerekmiştir ve gönüllü bir deneğin bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılmıştır. Yumuşak doku ve kemiklerin 3B (3 Boyutlu) STL (Stereolithography) modelleri, BT görüntülerinin 3D Doctor yazılımında yapılandırılmasıyla ile oluşturulmuş ve Geomagic Studio yazılında bu modeller işlenerek STEP (Standard for the Exchange of Product Model Data) formatında katı modellere dönüştürülmüştür. Tüm modellerin montajı ve kemikler arasındaki kıkırdak dokunun oluşturulması ise Keycreator CAD (Computer Aided Design) Yazılımında gerçekleştirilmiştir. Geometrik modelden sonlu elemanlar modelinin elde edilmesi için modeli elemanlara ayırma aşamasında Hypermesh yazılımından faydalanılmıştır. Uygun malzeme modelleri ve sınır şartları ile modelin Ansys Sonlu Elemanlar Yazılımında statik analizi gerçekleştirilerek gerilme ve gerinim değerleri elde edilmiştir.

Bilgisayar ortamının yanı sıra gerçek ortamda Rsscan markalı footscan (Basınç Platformu) cihazı kullanılarak ayak tabanında oluşan kuvvet ve gerilme değerleri deneysel olarak elde edilmiştir ve modelden elde edilen tahmini sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Deneysel yöntemlerle ayak ve ayak eklemi biyomekaniğe ait çok çeşitli bilgiye ulaşabilmek mümkündür. Fakat bunun yanında ayağın içinde oluşan gerilme ve deformasyon değerlerini deneysel yöntemlerle elde edebilmek çok zordur. İnsan ayağının 3B kapsamlı bir sonlu elemanlar modeli ile bu değerlere ulaşmak mümkündür ve ayağın biyomekanik davranışı hakkında önemli bilgiler elde edilebilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Ayak, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Basınç Platformu

ABSTRACT

In this study, it was primarily objected to establish an anatomically appropriate finite element model of the human foot and ankle. With the analysis performed the biomechanical behavior of the human foot and ankle was observed.

To establish an anatomically appropriate foot model, it was required to perform the reverse engineering method and computerized tomography (CT) images from a volunteer were used. The 3D (3 Dimension) STL (Stereolithography) models of the bones and soft tissue were established by reconstruction of CT images in 3D Doctor Software and the models were processed in Geomagic Studio Software to obtain solid models in STEP (Standard for the Exchange of Product Model Data) format. All models were then imported into Keycreator CAD (Computer Aided Design) Software and the assembly of the models was implemented. The cartilage tissues between bones were also created in this software. For creation of the the finite element model from geometrical model Hypermesh meshing software is used. The finite element analysis was performed in Ansys by appropriate material models and boundary conditions to acquire the stress and strain values.

To evaluate the numerical results, the experimental measurements were performed by Rsscan footscan device (Pressure Plate) to obtain plantar pressure distributions and both results were compared.

By experimental methods it is also possible to gather important biomechanical information of human foot and ankle. But it is very difficult to observe the internal stress and strain values by these methods. With the contribution of a comprehensive 3D the finite element model of the human foot and experimental data, these values were acquired and important information about the biomechanical behavior of the foot can be achieved.

Key Words: Biomechanics, Foot, Finite Element Method, Pressure Plate

İÇİNDEKİLER	SAYFA NO
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISALTMALAR	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
SİMGELER DİZİNİ	viii
1.GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI VE KURAMSAL BİLGİLER	2
2.1.KAYNAK ARAŞTIRMASI	2
2.2.KURAMSAL BİLGİLER	7
2.2.1. Biyomekanik	
2.2.1.1. Biyomekaniğin Tanımı	7
2.2.1.2. Biyomekaniğin Kullanıldığı Alanlar	8
2.2.1.3. Biyomekaniğin Tarihçesi	8
2.2.1.4. Günümüzde Biyomekanik Uygulamaları	9
2.2.1.5. Biyomekanikte sonlu elemanlar yönteminin uygulamaları ve önemli noktalar	9
2.2.2. Ayağın Anatomik Yapısı	11
2.2.2.1. Ayak Kemikleri ve Eklemleri	12
2.2.2.2. Ayak bağ Dokuları	13
2.2.3. Biyolojik Dokuların Mekanik Özellikleri	14
2.2.3.1 Kemik dokusunun mekanik özellikleri	15
2.2.3.2 Kıkırdak dokunun mekanik özellikleri	16
2.2.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi	18
2.2.4.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin İşlem Adımları	18
2.2.4.2. Eleman Biçiminin Seçimi	21
3. MATERYAL VE YÖNTEM	22
3.1. STL ve STEP dosya formatları	22
3.2. Geometrik modelin elde edilmesi	25
3.3. Modelin Sonlu Elemanlara Ayrılması	35
3.4. Sonlu Elemanlar Analizi	36
3.4.1. Malzeme modelleri	36
3.4.2. Sınır şartları ve Yüklemeler	37
3.5. Basınç Platformu ile gerilme değerlerinin ölçülmesi	37

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI	40
4.1. Araştırma Sonuçları	40
4.1.1 Deneysel Sonuçlar	40
4.1.2 Sonlu Elemanlar Sonuçları	40
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	45
KAYNAKLAR	46
ÖZGEÇMİŞ	
TEŞEKKÜR	

KISALTMALAR DİZİNİ

3B	Üç Boyutlu
CAD	Computer Aided Design
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MR	Manyetik Rezonans
STL	Stereolithography
STEP	Standard for the Exchange of Product Model Data
ASCII	American Standard Code for Information Interchange

ÇİZELGELER DİZİNİ	SAYFA NO
Çizelge 3.1 Kullanılan Kesit Sayıları	27
Çizelge 3.2 Sistemdeki Eleman Sayıları	35
Çizelge 3.3 Malzeme Modelleri	37
Çizelge 3.4 Hiperelastik Malzeme Katsayıları	37
Çizelge 3.5 Rsscan Basınç Platformu Teknik Özellikleri	38
Çizelge 4.1 Topuk Bölgesinde Oluşan Maksimum Gerilme Değerleri	40

ŞEKİLLER DİZİNİ	SAYFA NO
Şekil 2.1 Ayak tabanında yüksek gerilemelerin olduğu riskli bölge	2
Şekil 2.2 İnsan Ayağının sonlu elemanlar modeli a) Yumuşak doku (b) Kemik doku	5
Şekil 2.3 Ayak topuğunun sonlu elemanlar modeli	6
Şekil 2.4 Ham datalardan analize kadar işlem adımları	10
Şekil 2.5 İnsan kalçasının sonlu elemanlar modelinin oluşturulması	11
Şekil 2.6 Ayak Kemikleri	13
Şekil 2.7 Kemik Dokusu	16
Şekil 2.8 Kıkırdak dokunun intentasyonla mekanik davranışının belirlenmesi	17
Şekil 2.9 İki boyutlu eleman tipleri	19
Şekil 2.10 Üç boyutlu eleman tipleri	20
Şekil 2.11 Delikli bir plağın sonlu elemanlarına ayrılması	20
Şekil 3.1 3B STL model	23
Şekil 3.2 3B STEP model	25
Şekil 3.3 BT görüntülerinin çekilmesi	26
Şekil 3.4 Kemiklerin numaralandırılması	27
Şekil 3.5 BT görüntülerinin 3D Doctor yazılımında işlenmesi	28
Şekil 3.6 Topuk kemiği için kullanılan kesitler ve oluşturulan sınırlar	29
Şekil 3.7 Topuk kemiğinin 3B STL modeli	30
Şekil 3.8 3B STL modelin işlenmesi	31
Şekil 3.9 Kemik ve kıkırdak modelleri	32
Şekil 3.10 Kıkırdak modelinin oluşturulması	33
Şekil 3.11 Yumuşak doku modeli	34
Şekil 3.12 Yumuşak dokunun son hali	34
Şekil 3.13 Basınç Platformu	38
Şekil 3.14 Basınç platformundan elde edilen gerilme değerleri profili (Ölçüm no:5)	39
Şekil 4.1 Kemik dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	41
Şekil 4.2 Kıkırdak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	42
Şekil 4.3 Yumuşak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	42
Şekil 4.4 Kemik dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	43
Şekil 4.5 Kemik ve kıkırdak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	43
Şekil 4.6 Yumuşak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı	44

SİMGELER DİZİNİ

E	Elastisite Modülü
ν	Poisson oranı
λ	Asal uzama oranı
U	Gerinme enerji fonksiyonu
I	Deviatorik gerinme değişkeni
C	Cauchy-Green Deformasyon sabiti

1.GİRİŞ

Çok mükemmel ve özel bir tasarım gösteren ayaklarımız, vücudumuzun bütün yükünü ömür boyu taşırlar. Bu demektir ki ayak yapısını oluşturan kaslar, kemikler ve eklemlerdeki bağdokuları gibi dokuların hepsi sürekli olarak gerilmeye maruz kalmaktadır ve birçok kişinin aktivite, iş ve sağlık durumuna göre ayağında bir takım rahatsızlıklarla yüz yüze kalması kaçınılmazdır.

Ayakta oluşan anormallik, hastalıkların önlenmesi ve tedavisinde biyomekanik faktörler önemli rol oynamaktadır. Yapılacak müdahalelerin belirlenmesinden önce normal ayağın biyomekaniğini anlamak, kusurlu ayağa ait davranış farklılıklarını ve bu farklılıklara sebep olan faktörleri belirlemek gereklidir. Bu nedenle ayağın içinde oluşan gerilme ve deformasyon değerleri gibi önemli klinik bilgilerin elde edilmesini sağlayabilecek gerçekçi bir sonlu elemanlar modelinin ortopedistler, sporcular, spor hekimleri, ayakkabı tasarım ve üretimi ile ilgili kişiler için önemli sonuçlar içereceği düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda hareket analiz sistemleri, basınç platformları, kadaverik deneyler ve in vivo kuvvet ölçümleriyle daha çok eklem kinetik ve kinematiği, ayak tabanı altında oluşan gerilme dağılımları incelenebilmiştir. Bu deneysel yöntemlerle ayağı oluşturan farklı yapılar kemik, kıkırdak, yumuşak doku veya bağlardaki gerilme ve deformasyon bilgilerini elde etmek çok zordur.

Bu çalışmada bu ihtiyaçtan yola çıkılarak insan ayağının anatomik olarak gerçeğe uygun 3B geometrik modeli oluşturulmuştur. Bu modelden istenen statik analizi gerçekleştirebilmek amacıyla elemanlarına ayrılarak sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Sonlu elemanlar modeli sonuçları gerçek ortamda basınç platformu ile elde edilen deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bu sayede sonlu elemanlar modelinin uygulanan malzeme modelleri ve sınır şartları ile gerçek durumu ne kadar hassas simüle ettiği incelenebilmiştir.

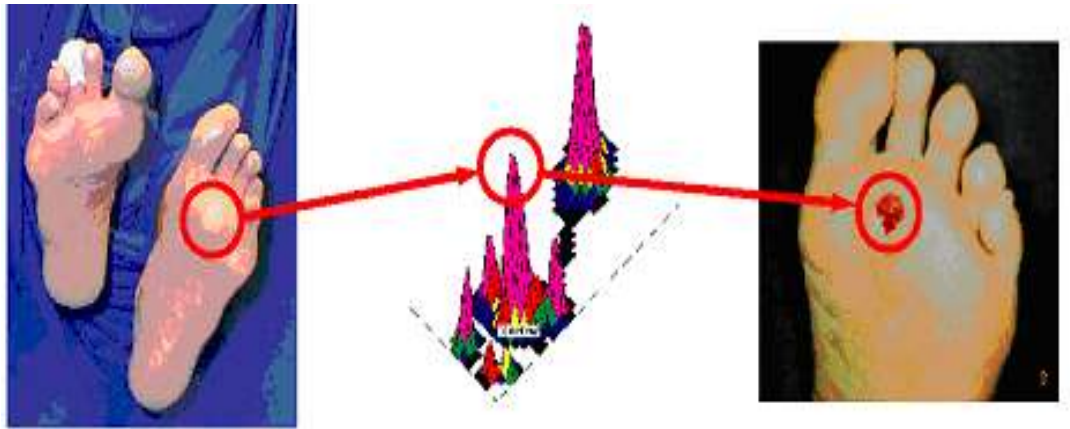
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI VE KURAMSAL BİLGİLER

2.1 KAYNAK ARAŞTIRMASI

Günümüzde deneysel ve teorik çalışmalar haricinde canlılara ait uzuvların bilgisayar ortamında modellenmesi ve sonlu elemanlar yönteminin kullanımı biyomekanik çalışmalarına önemli yardımcı bir yöntem olmuştur. Özellikle test edilmesi zor olan bölgelerin simüle edilebilmesi çalışmalardaki sonlu elemanlar uygulamalarının artmasını sağlamıştır.

Ayak biyomekaniğini ele aldığımızda, deneysel yöntemlerle sadece ayak tabanının altında oluşan kuvvet ve gerilme dağılımlarını elde edebiliyorken, sonlu elemanlar yöntemi ile ayağın içinde oluşan gerilme ve deformasyonları da tahmin edebilmemiz mümkün olmuştur. Bu da ayağın farklı koşullar altında maruz olduğu yükler dolayısıyla ayağın içinde hangi bölümün kritik gerilme ve deformasyonlara maruz kaldığını tahmin edebilmemizi sağlayabilmektedir.

Ayak tabanı altında oluşan yüksek gerilmeleri ayağın tüm bölgelerine yayarak daha homojen gerilme dağılımları elde edebilmek için ayakkabı ortezi tasarımlarının yapılması yine bu çalışmalarda önemli bir nokta olmuştur. Özellikle diyabet hastalarında ayak tabanında oluşan gerilmelerin yüksek değerlere ulaşması ayakta doku kaybına ve müdahale yapılmadığı takdirde ayağın kaybına yol açabilmektedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Ayak tabanında yüksek gerilmelerin oluştuğu riskli bölge. (Erdemir ve ark. 2005)

Deneme-yanılma yöntemi veya bazı deneysel çalışmalar sonucu elde edilen verilere dayalı olarak tabanlı tavsiye edilmesi çok sayıda farklı hasta karakteristiğinin olması yüzünden her zaman sağlıklı çözümler verememektedir ya da geçerli bir sonuca ulaşmak için çok sayıda çalışma yapmak gerekmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi sayesinde farklı geometri, malzeme ve kalınlıktaki ortezlerin gerilmeleri azaltmadaki etkileri incelenebilmiştir. Ayrıca bazı çalışmalarda yürüyüş ve darbe gibi dinamik analizler yapılarak oluşan gerilme ve deformasyonlar farklı durumlar için elde edilebilmiştir. Sonlu elemanlar modeline farklı sınır şartları uygulanarak hastalıklı ayağın simule edilmesi ve bu sayede tedavi amaçlı önerilerin getirilmesi de mümkün olmuştur.

Literatürde ayak biyomekaniğini hakkında deneysel ve nümerik birçok çalışma bulunmaktadır. Fakat 3B kapsamlı bir sonlu elemanlar modelinin oluşturulduğu çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır. Bu çalışmalar da modelleme tekniği, modelleme ve analizde kullanılan yazılımlar, analizde uygulanan malzeme modelleri, sınır şartları, yapılan kabuller ile farklı yaklaşımlar içermektedir.

Chen ve arkadaşları (2001) literatürde gerçeği yansıtacak bir sonlu elemanlar ayak modelinin eksikliğinden yola çıkarak oluşturdukları 3B ayak modeli ile normal ayağın biyomekaniğini daha iyi anlamayı amaçlamışlar, elde edilecek bilgilerin ayak kusurlarında yapılabilecek müdahalelere ışık tutacağını vurgulamışlardır. Çıplak ayakla yürüyüş simülasyonu ile ayağın yürüme çevrimi esnasında maruz kaldığı gerilme değerlerinin tahmini sonuçlarını elde edebilecek yaklaşık bir ayak modeli oluşturmuşlardır. Ayak kemiklerini sol ve sağ kolonlar olarak 2 bütün parça halinde modellemişler ve tüm bileşenler için lineer elastik malzeme özelliği atayarak analizi daha basit hale getirmişlerdir. Sonlu elemanlar yöntemiyle gerçekleştirilen dinamik analiz için gerekli olan sınır şartlarını deneysel yürüyüş analizinden elde ederek modele uygulanmışlardır. Modelin doğrulanması ise literatürden daha önce yapılmış deneysel çalışmalardan elde edilmiş sonuçlarla yapılmıştır.

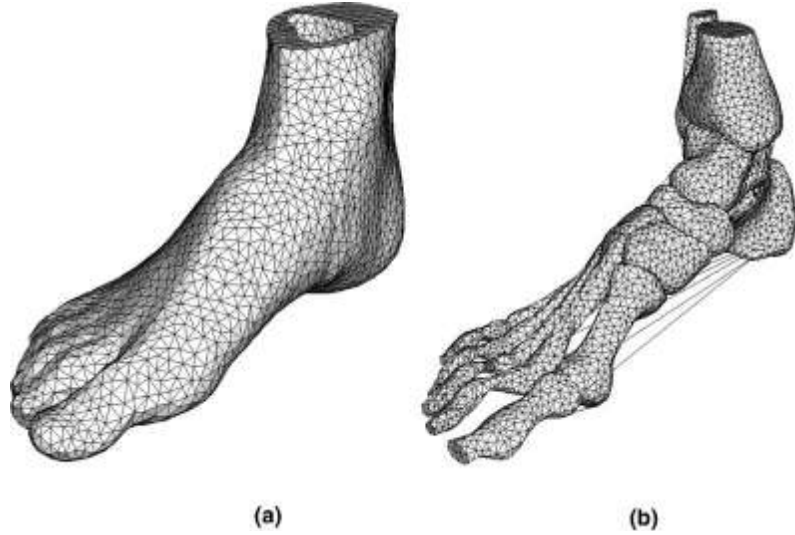
Cheung ve arkadaşları (2005) MRI görüntülerini kullanarak kemik, yumuşak doku, ligament ve tendondan oluşan kapsamlı bir sistem olarak ayağı modelleyerek ayağın

normal biyomekanik davranışını simüle etmişler ve ayak içinde oluşan gerilme ve deformasyonları belirlemişlerdir (Şekil 2.2). Oluşturulan modelin doğruluğunu görebilmek için deneysel yöntemden faydalanmışlardır. Deneysel yöntem olarak basınç platformu kullanılan bu çalışmada, basınç platformu ve sonlu elemanlar modelinden elde edilen ayak tabanına ait normal bası gerilmesi değerleri karşılaştırılarak deneysel sonuçlarla sayısal sonuçların birbirleriyle yeterince uyumlu olup olmadığı belirlenmiştir. Modelin doğrulanmasından sonra diyabet hastalarındaki doku sertleşmesini simüle edebilmek amacıyla modelde yumuşak dokunun rijitliği artırılarak bunun gerilme ve deformasyon değerlerini, ayak ve yer arasındaki temas alanını ne şekilde değiştirdiği gözlenmeye çalışılmıştır. Modelin oluşturulması sırasında BT görüntülerinin yapılandırılması için Mimics, analizde ise Abaqus yazılımı kullanılmıştır. Analizi basitleştirmek amacıyla kemik ve ligament yapı için homojen lineer elastik malzeme, yumuşak doku için ise hiperelastik malzeme kabulü yapılmıştır. Sadece önemli ligamentler modele dahil edilmiştir. Falanj kemikleri dışındaki kemikler arasındaki kıkırdak dokular geometrik olarak modellenmemiş, Abaqus programı içerisinde kontak tanımlanarak simüle edilmiştir. Falanj kemikleri ise bir bütün olarak modellenmiştir. Daha gerçekçi bir analiz yumuşak doku ve ligament yapının nonlineer ve viskoelastik malzeme özelliğinin göz önünde bulundurulması gerektiği vurgulanmıştır.

Cheung ve Zhang 2005 yılında yaptıkları diğer bir çalışmada bir önceki çalışmada oluşturdukları 3B ayak modelini kullanmışlar ve farklı yüzey geometrisi, kalınlık ve malzemeden yapılmış ayakkabı ortezlerinin, ayak tabanında ve ayak içerisindeki oluşan yüksek gerilmelere etkisini araştırmışlardır. Ortez yüzeyinin geometrisi, MR görüntüleri kullanılan deneğin 3B lazer tarama cihazıyla ayak yüzeyi geometrisinin elde edilmesiyle ve işlenmesiyle oluşturulmuştur. Ortez malzemeleri analiz programına hiperelastik malzeme olarak tanıtılmıştır. Hiperelastik malzeme özellikleri üretici tarafından sağlanmadığı için deneysel olarak gerilme-şekil değiştirme eğrileri elde edilmiş ve bu eğrilerden Abaqus yazılımında hiperelastik malzeme katsayıları hesaplatılmıştır. Bir başka çalışmada aynı grupta aşı tendonunun farklı yük değerleri için statik analizi gerçekleştirip sonuçları irdelemişlerdir (Cheung ve ark. 2006).

Dai ve arkadaşları 2006 yılında yine aynı model üzerinde farklı sürtünme katsayılarına sahip kumaşlardan üretilmiş çorapların giyilmesi halinde ayak tabanında doku zedelenmesine sebep olan kayma gerilmelerinin değişimini sonlu elemanlar yöntemiyle incelemişler ve çalışma sonucunda ayakta doku zedelenmesi riskinin en fazla çıplak ayakla yürüme durumunda söz konusu olduğunu belirlemişlerdir.

Kişiyeye özel tasarlanmış ayak tabanlıkları ayak tabanında oluşan gerilmeleri azaltmaya yönelik olarak ortopedistler tarafından en çok önerilen ortezlerdir. Fakat tasarım parametreleri birçok üreticiye göre değişmektedir. Deneysel yöntem alternatif olarak oluşturulan sonlu elemanlar modeliyle farklı parametrelerin (ortez kalınlığı, ortez malzemesi rijitliği, ayak kemeri yükseliği) değişik kombinasyonlarının ayakta oluşan gerilme değerlerine etkisi incelenerek ortez tasarımında dikkat edilmesi gereken noktalara ışık tutulmuştur (Cheung ve Zhang, 2008).

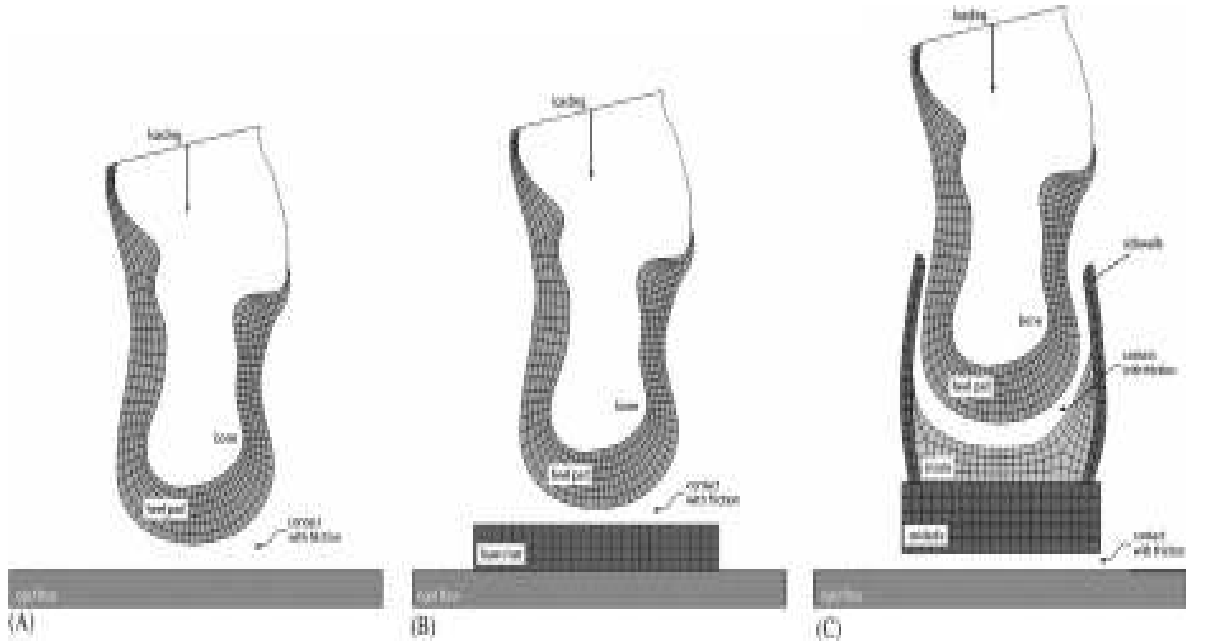


Şekil 2.2 İnsan Ayağının sonlu elemanlar modeli a) Yumuşak doku
(b) Kemik doku (Cheung ve ark. 2006).

İnsan ayağının 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturan Lijun Wu yaptığı çalışmayla çeşitli ligament ve ayak yumuşak dokusu bozukluklarının (Plantar fasyotomi ve Ana Plantar Ligamentin zarar görmesi) uygun sınır şartları ile simülasyonunu yapmış, ayak yapısında oluşturduğu gerilme ve deformasyonları incelemiş, sorunlu ayakta normale göre daha yüksek gerilme ve deformasyonları değerleri oluştuğunu gözlemlemiştir (Wu 2007).

Bazı çalışmalarda da sadece incelenecek bölgeyi simule edebilecek şekilde modelde basitleştirilmelere gidilmiştir. Bu duruma örnek olarak ayağın incelenecek bölgeyi içerecek şekilde 2 boyutlu modelinin kullanılması verebilir.

Goske ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptığı çalışmada insan ayak topuğuna ait düzlemsel sonlu elemanlar modelinin geometri, malzeme ve kalınlık parametrelerinin değiştiği 27 farklı ayakkabı tabanlığı ile analizini gerçekleştirerek ayak topuğunda oluşan gerilmelerinin azaltılmasında rol oynayıp oynamadığı araştırılmıştır (Şekil 2.3). Sonuç olarak tabanlık geometrisinin değişmesinin topukta oluşan gerilmelerin azaltılmasında diğer 2 parametreye göre daha önemli olduğunu saptamışlardır. 2 boyutlu geometrinin analizde sağladığı kolaylık sayesinde birçok farklı geometri, malzeme ve kalınlık konfigürasyonunun simülasyonu yapılabilmektedir.



Şekil 2.3 Ayak topuğunun sonlu elemanlar modeli (Goske ve ark. 2006)

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde elde edeceğimiz sonuçların gerçek sonuçlara yakın değerler olması için, analizde kullanacağımız modelin geometrik olarak

olabildiğince gerçeğe yakın modellenmiş olması, uygun malzeme özellikleri ve sınır şartlarının analiz yazılımına tanımlanması önemli parametrelerdir. Bu tez çalışmasında sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizde elde edilen tahmini sonuçların gerçek sistemdeki sonuçlarla uyumlu olması amacıyla ayak geometrisi BT görüntülerinden anatomik olarak gerçeğe uygun olarak modellenmiş ve biyolojik dokuların malzeme modelleri bu dokuların kuvvet etkisi altındaki davranış biçimlerini gerçek sisteme en yakın simule edebilecek şekilde analiz programına tanıtılmaya çalışılmıştır.

2.2 KURAMSAL BİLGİLER

Bu kısımda öncelikle biyomekanik bilim dalı hakkında bilgi verilmiş daha sonra deneysel ve nümerik analizi yapılan ayağın yapısının daha iyi anlaşılabilmesi için ayak anatomisinden ve ayağı oluşturan anatomik yapıların malzeme özelliklerinden bahsedilmiştir. Nümerik analizde kullanılan sonlu elemanlar yönteminin hakkında temel bilgi ise konu sonunda yer almıştır.

2.2.1 BİYOMEKANİK

2.2.1.1 Biyomekaniğin Tanımı

Biyomekanik, mekanik, tıp, biyoloji ve fizyoloji bilim dallarını bir araya getiren, mekaniğin prensiplerinin bu bilim dallarında sistemlerin tasarlanması, geliştirilmesi ve analizi için kullanılmasını sağlayan bilim dalıdır. Çok yeni bir alan olmasına rağmen detaylı biyomekanik çalışmaların kökeni Leonardo Da Vinci'nin (1452-1519) biyolojik çalışmalarında mekaniğin önemini vurguladığı eski tarihlere kadar gitmektedir.

Biyomekanik, tıp, temel fen bilimleri ve mühendisliğin katkılarıyla son 20 yılda hızla gelişen disiplinler arası bir çalışma alanı olmuştur ve kendisine çok çeşitli uyguma alanları bulmuştur. İnsan ve hayvanlardaki normal ve hastalıklı durumların, nöromüsküler (sinir-kas sistemine ait) yapının, kan dolaşımının ve ciğerlerdeki hava dolaşımının mekaniği gibi değişik olayları anlamamıza yardımcı olmuştur. Tıpta teşhis ve tedavi yöntemlerinin, cihaz ve implantların geliştirilmesi, ergonomiye yönelik çalışmalar ve sportif faaliyetlerde insan performansının arttırılması da biyomekaniğin katkıda bulunduğu alanlardır.

Biyomekanik farklı durumlar için mekaniğin farklı dallarını kullanmaktadır. Örneğin statik prensipleri eklem ve kaslarda oluşan kuvvetlerin büyüklük ve cinsini incelemekte, dinamiğin prensipleri hareketini tarifi ve spor mekaniğindeki uygulamalarda, şekil değiştirebilen cisimlerin mekaniği ise biyolojik yapıların ve sistemlerin değişik koşullar altındaki davranış biçimlerini ve bunları ifade eden malzeme modellerini çıkarmakta, akışkanlar mekaniği ise damarlarda kan, ciğerlerde havanın akışının analizinde kullanılmaktadır.

2.2.1.2 Biyomekaniğin kullanıldığı alanlar

1-Tanı:

Biyomekanik;

- hastalık
- yıpranma/yaşlanma
- kaza ve zorlanmalar sonucunda insan makinesinde oluşan işlevsel bozuklukları tanımlamak amacıyla, fizyolojik işlevleri izlemek ve bunlarla ilgili veri toplamak için kullanılmaktadır.

2- Tedavi:

Biyomekanik canlı sistemlerin tedavi ve rehabilitasyonu için kullanılmaktadır.

3- Yapay organlar ve destek cihazları:

Biyomekanik, protez vb. yapay organların, ortez vb. destek cihazlarının tasarımı, imalatı ve ayarlanması için kullanılmaktadır.

3- Temel Tıp ve Klinik Araştırma:

Biyomekanik, hastalıklar hakkında yeni bilgi edinilmesinde ve anatomik yapıların incelenmesi ve işlevlerin tanımlanmasında bir araç olarak kullanılmaktadır.

2.2.1.3 Biyomekaniğin Tarihçesi

- Aristo (M.Ö. 384-322) Hayvan lokomasyonu
- Leonardo Da Vinci (1452-1519) Yürüme, zıplama, ayakta durma, oturma vb. aktivitelerin biyomekaniği.
- Galileo (1564-1643) Fizyolojik işlevlerin matematiksel analizi.
- William Harvey (1578-1657) Biyolojik akışkanların (sıvıların) mekaniği.
- Alfonso Borelli (1608-1679) Biyolojik katı cisimlerin mekaniği, kas gerilmesi.

- Weber & Weber (1830) Kadavralarda insan yürüyüşünün zamanlaması.
- Marey (1873) In-vivo yürüyüş analizi

2.2.1.4 Günümüzde biyomekanik uygulamalar

- Protez, ortez ve implantlar
- Neuro-muscular kontrol (postür analizi gibi)
- Tanı ve tedavi için yöntem ve cihazlar
- Kırık (kemik), yırtılma (tendon, bağ)
- Hücre çoğalması
- Doku mühendisliği
- Dolaşım sisteminde kan akışı
- Akciğerde hava akımı ve yapısal etkileri.
- Kaza sonucu yolcu güvenliği
- Ergonomi ve insan kinematiki.

(Tümer ve Tönük, 2004).

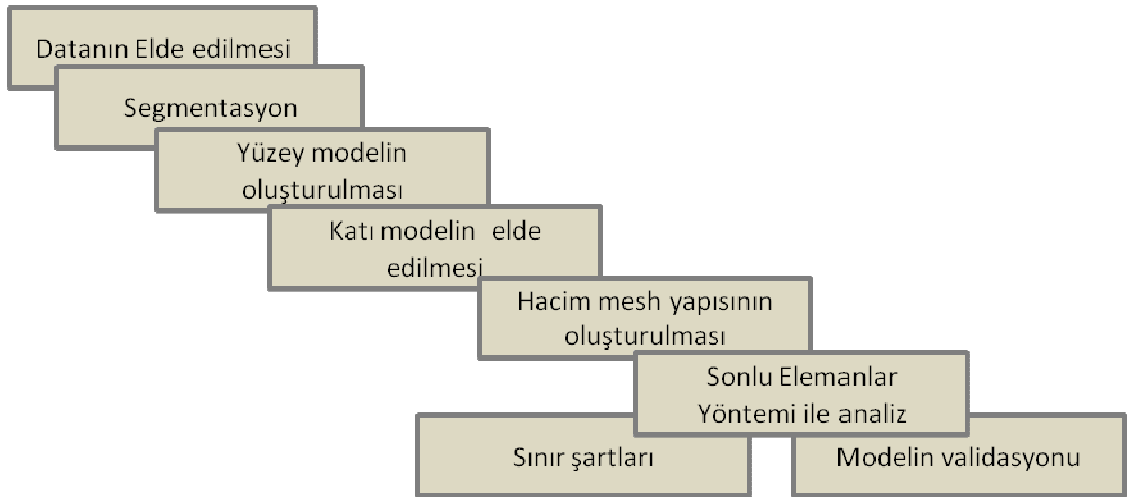
2.2.1.5 Biyomekanikte sonlu elemanlar yönteminin uygulamaları ve önemli noktalar

İlerleyen yıllarda daha da önem kazanacak olan bir yöntem da geometrik verilerin tıbbi görüntülerden elde edilerek anatomik olarak gerçeğe uygun sonlu elemanlar modellerinin elde edilmesidir. Bu yöntem tıbbi görüntülerin elde edilmesinden analiz safhasına kadar birçok aşama içermektedir (Şekil 2.4 ve Şekil 2.5). Çalışmaların artmasıyla gerek bu işlemler adımlarını azaltmaya gerekse kolaylaştırmaya yönelik yazılımlar geliştirilmiştir.

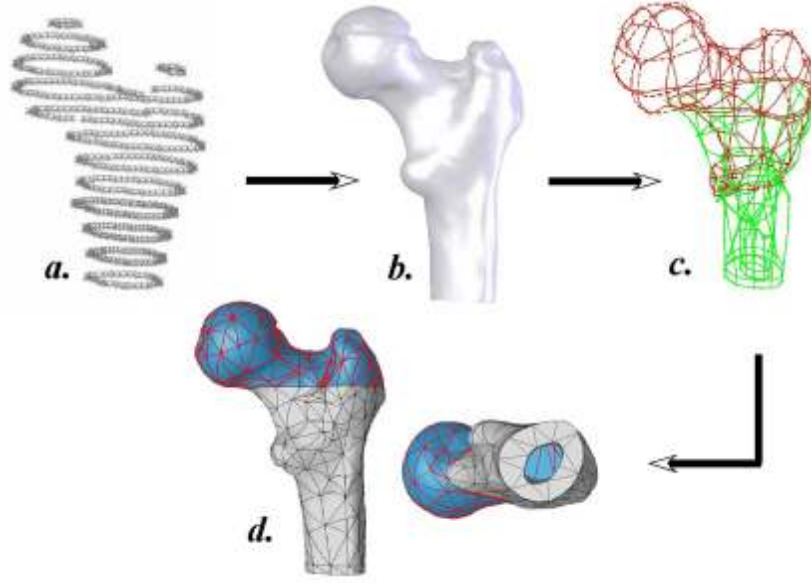
Bu yöntemle yapılan çalışmalarda da bir takım zorluklarla karşılaşılmaktadır. Geometri, malzeme modeli ve modele uygulanan sınır şartları ile gerçeğe uygun geçerli bir sonlu elemanlar analizi, her bireyin anatomik yapısının bir diğerine göre farklılıkları olması sebebiyle tüm popülasyon için geçerli olabilecek sonuçlar vermeyecektir. Tüm popülasyonu temsil edebilecek şekilde genelleştirilmiş bir model ise tam olarak gerçek bir modeli temsil etmeyecektir. Bu durumda izlenebilecek yol ise, tek bir bireye ait

gerçek bir model oluşturmak, diğer çalışmalardan elde edilen sonuçlarla kendi sonuçlarımızı beraber değerlendirerek tüm popülasyon için geçerli olacak sonuçlara ulaşmak olacaktır.

Model için son önemli bir nokta ise modelin doğrulanmasıdır (validasyon). Doğrulama ile kast edilen modelden edinilen tahmini sonuçların, gerçek sistemin sonuçlarıyla karşılaştırılmasıdır. Gerçek sistemin sonuçları ise genellikle deneysel yolla elde edilen sonuçlarıdır. Teorik sonuçlar da yine doğrulama için kullanılabilir. Teorik sonuçlar da yine doğrulama için kullanılabilir.



Şekil 2.4 Ham datalardan analize kadar işlem adımları



Şekil 2.5 İnsan kalçasının sonlu elemanlar modelinin oluşturulması

a)BT görüntülerinin segmentasyonu b) Yüzey modelin elde edilmesi c)Yüzey modelden elde edilen katı model d)Hacim mesh yapısının elde edilmesi. (Yosibash ve Trabelsi 2007)

Doğrulanmamış bir modelin herhangi bir bilimsel değeri yoktur. Modelin doğruluk derecesi yani model sonuçlarının hata oranının hangi mertebeye kadar kabul edilebilir olacağı son aşamada araştırmacının karar vereceği bir durumdur. Bazı araştırmacıların daha kolay tatmin olabileceği düşünülürse bu kişiden kişiye değişen bir ölçüdür. Doğrudan uygulamaya yönelik olan klinik çalışmalarda model sonuçlarındaki hata payının mümkün olduğunca düşük tutulması gerekmektedir.

2.2.2 AYAĞIN ANATOMİK YAPISI

Ayağı oluşturan yapıları aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz;

- Kemikler ve eklemler
- Ligament ve tendonlar
- Kaslar
- Sinirler
- Kan damarları

Ayak yapısını oluşturan kemiklerin, kemikleri birbirine bağlayan ligamentlerin, hareketi kontrol eden kasların ve kemik ile kasları birbirine bağlayan tendonların işleyiş biçimleri ve birbirleriyle olan ilişkilerini anlamak ayak biyomekaniğini anlamak açısından büyük önem taşır. Bu elemanlardan herhangi bir tanesinin işlevini yitirmesi veya tam olarak işlevini gerçekleştirememesi durumunda ise ayak da bizim için hayati öneme sahip fonksiyonlarını yerine getiremez.

Ayağın iki önemli görevi vardır. Bunlardan ilki vücut ağırlığını taşımak, ikincisi de yürüme ve koşma esnasında bir kaldıraç kolu gibi görev yaparak vücudu ön tarafa doğru itmektir. Ayağın tasarımında her bir detayın çok önemli bir amaca hizmet ettiği görülebilir. Örneğin eğer ayak birçok kemik yerine tek parça bir kemikten oluşsaydı, sadece vücut ağırlığını taşıyan ve vücudu ön tarafa iten bir kaldıraç görevi yapardı. Fakat elastik olamayacağı için engebeli yerlerin şekline uyum sağlayamaz ve dolayısıyla vücudun dengesini koruyamazdı. İşte ayakta bulunan 33 adet eklem, ayağa elastikiyet kazandırarak onun bahsettiğimiz bu uyum özelliğine sahip olmasını sağlamaktadır.

Bu çalışmada modele dahil edilecek anatomik yapılardan bahsedilmiştir.

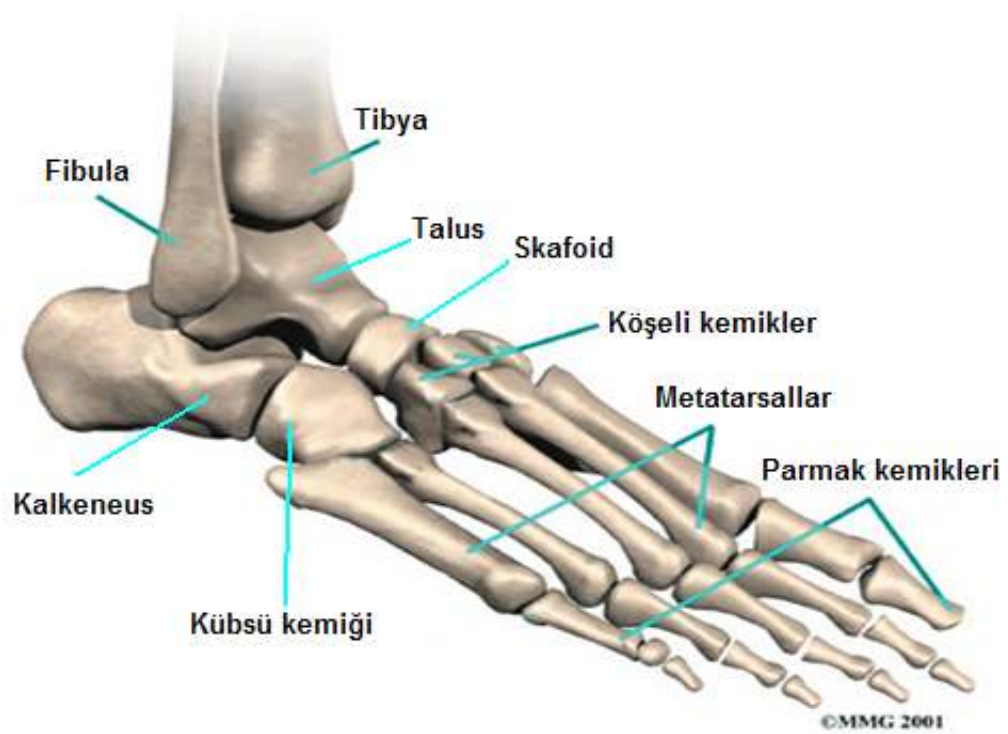
2.2.2.1 Ayak Kemikleri ve Eklemleri

İnsan iskeletinin en önemli ve en karmaşık bölümlerinden biri olan ayak, 26 adet kemikten meydana gelmiş bir yapıdır (Şekil 2.6). İnsan iskeletinin yaklaşık %25'nin ayakta olduğu düşünülecek olursa ayak biyomekaniğinin ne kadar karmaşık bir yapı olduğu anlaşılabilir.

Ayak iskeleti, ayak bileği eklemine oluşturan kemiklerden biri olan talus ile başlar. Talus kemiği burada, bacak kemikleri tibia ve fibula ile çok stabil bir eklem olan ayak bileği eklemine meydana getirir.

Ayağın arka kısmında, talus dışındaki büyük kemiklerinden bir diğeri olan kalkaneus (topuk kemiği) bulunmaktadır ve bu iki kemiğin oluşturdukları eklem ise subtalar eklem olarak adlandırılmaktadır.

Ayak bileğinin hemen aşağısında ise köşeli kemikler ve kübsü kemiğinin oluşturduğu tarsal kemik grubu bulunur. Bu kemikler birbirleriyle uyumlu olarak bir grup halinde davranırlar. Örneğin ayağın sağa veya sola bükülmesi sonucu bu kemikler birbirleriyle kenetlenerek ayağın bastığı yüzeyi daha iyi kavramasını ve kişinin dengesini korumasını sağlarlar. Tarsal kemikleri metatarsal olarak adlandırılan beş adet uzun kemiğe bağlanırlar. Bu iki grup kemik arasındaki eklemlerde hareket kısıtlıdır. Ayağın ön kısmında ise metatarsal kemiklerine bağlı ve falankslar olarak adlandırılan parmak kemikleri bulunmaktadır. Metatarsaller ile falankslar arasındaki ve falanksların kendi arasındaki eklemler parmakların hareket edebilmesine elverişli şekildedir.



Şekil 2.6 Ayak kemikleri (Medical Multimedia Group LLC)

2.2.2.2 Ayak Bağ Dokuları

Ligamentler ve tendonlar kemikleri birbirine bağlayan yumuşak bağ dokulardır. Bu iki doku yapısal olarak birbirlerine çok benzemektedirler. Aradaki fark ligamentlerin

kemikleri, tendonların ise kemik ve kasları birbirine bağlamayla görevli olmasıdır. Her iki bağ dokuda elastik davranışa sahip kolojen fiberleri yapısında bulundurmaktadır.

Tendonlar bağlı buldukları kasın kasılmasıyla, diğer uçta bağlı buldukları kemiğe hareketi iletirler. Ligamentler ise eklemlerde kemikleri birbirine bağlayarak eklemlerin daha stabil olmasını sağlarlar.

Ayakta ligament, tendon ve kaslar olmak üzere 100'den fazla bağ bulunmaktadır. Bunlardan en önemlileri baldır kaslarını topuk kemiğine bağlayan Aşil Tendonu ile topuk ile falankları birbirine bağlayan ve ayak kemerinin oluşumunda görevli Plantar Fasya'dır.

2.2.3 Biyolojik Dokuların Mekanik Özellikleri

Biyomekanik bilim dalının amaçladığı hedeflerden biride biyolojik dokuların mekanik özelliklerinin matematiksel modellerini çıkararak farklı yükleme koşulları altında bu dokuların davranışlarını inceleyebilmektir. Mühendislik malzemelerinden farklı olarak, canlı dokular buldukları çevreye adapte olabilen ve kendilerini onarabilen özelliğe sahiptirler. Yani değişen mekanik talebe göre mekanik özelliklerini yenileyebilirler. Örneğin astronotlar uzayda mikro yerçekimi olmasından dolayı yürüme fonksiyonu gerçekleştiremez dolayısıyla hareket etmek için ayaklarına daha az baskı uygularlar. Ayak kemiklerinin normalden çok düşük şiddette ve sıklıkta mekanik yüklemeye maruz kalması sonucunda da kemik hücreleri kendilerini bu yeni çevresel şarta hücre yoğunluğunu azaltarak tepki verirler.

Bunun yanında biyolojik dokuların özellikleri kişiden kişiye değişen özellikler gösterir. Örneğin kemik hücre yoğunluğu dolayısıyla kemik yapısının rijitliği kişiye göre değişmektedir. Bunun yanında aynı kişinin vücudunun farklı bölgelerindeki kemik dokular farklı mekanik ve biyolojik özellikler gösterebilmektedir.

Çoğu biyolojik doku farklı özelliklere sahip yapılardan oluşmuş kompozit, homojen olmayan ve anizotropik özelliklere sahip malzemelerdir. Yani mekanik özellikleri

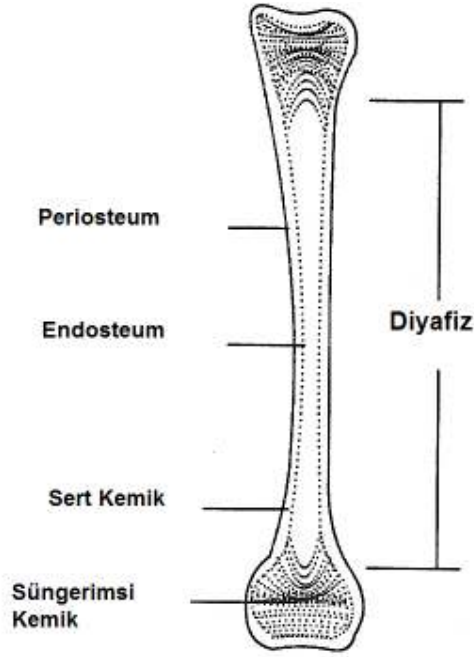
malzeme içerisinde bir noktadan bir noktaya ve yöne göre değişmektedir. Ayrıca biyolojik dokuların neredeyse tümü yapısı gereği zamana bağlı viskoelastik malzeme davranışı göstermektedir.

Bu çalışmada sadece analizde malzeme modelleri tanımlanacak biyolojik dokuların mekanik özelliklerinden bahsedilmiştir.

2.2.3.1 Kemik dokusunun mekanik özellikleri

Kemik, temel yük taşıyan eleman olmasından dolayı biyomekanik çalışmalarında en çok analizi yapılan doku olmuştur. Organik ve inorganik maddelerden oluşması sebebiyle homojen olmayan, farklı yönlerde farklı özellikler göstermesi sebebiyle de anizotropik malzeme özelliğine sahiptir. Kemik yapısında bulunan inorganik maddeler dolayısıyla sert, kırılabilir bir yapıya sahiptir. Bu da kemiğin çekmeye gösterdiği direncin basıya gösterdiği direncinden daha düşük olmasını açıklamaktadır. Viskoelastik malzeme olmasından dolayı ise uygulanan yükün süre ve şiddetine göre davranış biçimi değişmektedir. Literatürde yapılmış çalışmalarda genellikle analizlerde kolaylık sağlanması amacıyla kemik doku lineer elastik malzeme olarak kabul edilmiştir.

Kemiğin dış yapısında birçok lameller doku katmanının birikmesi sonucu oluşmuş rijit ve kırılabilir sert kemik doku (cortical tabaka), içinde ise iki ya da üç lameller dokudan oluşmuş daha elastik yapıdaki sünger kemik doku (cancellous kemik dokusu) bulunur (Şekil 2.7). Literatürde sert kemik doku ve sünger kemik dokunun mekanik olarak farklı rijitlikte malzeme özellikleriyle temsil edildiği çalışmalar bulunmaktadır.

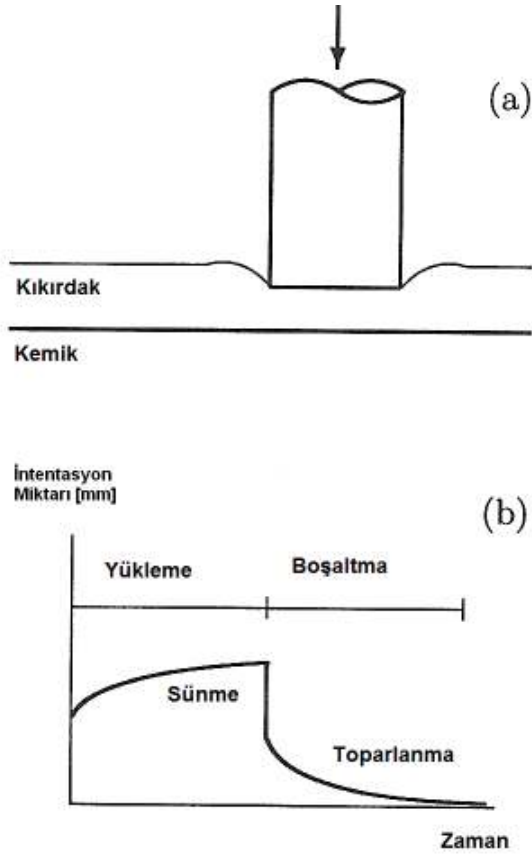


Şekil 2.7 Kemik Dokusu (Özkaya ve Nordin 1999)

2.2.3.2 Kıkırdak dokunun mekanik özellikleri

Kıkırdak, eklemlerde birbirleriyle temas eden kemiklerin temas yüzeylerini kaplayan dokudur. Kıkırdağın görevi kemiklerin eklemlerde birbirleriyle bağlı hareketlerini yapmalarını sağlamaktır. Kemiklerin birbirleriyle temas ettikleri yüzeyleri arttırarak oluşan gerilmeyi azaltır ve kemiklerin birebir temasını engelleyerek sürtünme sonucu oluşabilecek aşınmayı önler.

Kıkırdağın yapısı %75 su ve %25 organik materyaldir (Çekmeye dayanıklı kolojen ve basıya dayanıklı proteoglikan yapılar). Bu katı-sıvı yapısı ona viskoelastik özellik kazandırmaktadır. Yapılan çalışmalarda kıkırdağın yükleme altındaki davranış biçimi intentasyon testleriyle belirlenmeye çalışılmıştır.



Şekil 2.8 Kıkırdak dokunun intentasyonla mekanik davranışının belirlenmesi (Özkaya ve Nordin 1999)

Küçük silindirik bir intentörle kıkırdak yüzeyine kuvvet uygularsak kuvvet-deformasyon-zaman arasındaki bağıntıyı veren Şekil 2.8'deki gibi bir grafik elde ederiz. Sabit bir kuvvet değerinde kıkırdakta ilk önce yüksek bir elastik deformasyon meydana gelmekte ve kuvvet dolayısıyla kıkırdak sıvısında meydana gelen basınç gradyanları sıvının kıkırdak matrisinden dışarı çıkmasına sebep olmaktadır. Yükleme devam ederken, deformasyon devamlı artış göstermekte ve sıvı içerisindeki basınç gradyanı ortadan kalkınca deformasyon sonlanmaktadır. Yük kaldırıldığında ise anlık olarak elastik deformasyon (elastik toparlanma) ortadan kalkmakta ve bunu takiben daha yavaş bir deformasyonda tam geri dönüşüm yaşanmaktadır (Sıvının kıkırdak matrisine geri dönmesi).

2.2.4 Sonlu Elemanlar Yöntemi

Doğa olaylarının incelemenin bir yolu da olayı diferansiyel veya integral eşitliklerle ifade edip çözüme ulaşmaktır. Bu şekilde çözüm elde edebilmek için iki önemli aşama vardır. Bunlar;

- 1- Fiziksel olayın matematiksel modelini oluşturmak.
- 2- Oluşturulan matematiksel modelin çözümüne ulaşmak.

Matematiksel model, fiziksel olayın incelenmesi veya tasarlanması için gereken büyüklükleri ihtiva eder ve genelde diferansiyel denklemlerden oluşur. Karmaşık sistemler için bu denklemlerin analitik olarak çözülmesi çok zor bir hal almakta hatta bazı durumlarda imkansız hale gelmektedir. Bu durumda çözüme sayısal çözüm metotları ile ulaşılır. Sonlu Elemanlar Metodu bu metotlardan bir tanesidir. Sonlu Elemanlar Metodundan farklı olarak, Sonlu Farklar Metodu, Sonlu Hacimler Metodu, Rayleigh-Ritz ve Galerkin'in varyasyonel metotları pratikte en çok kullanılan yöntemlerdir.

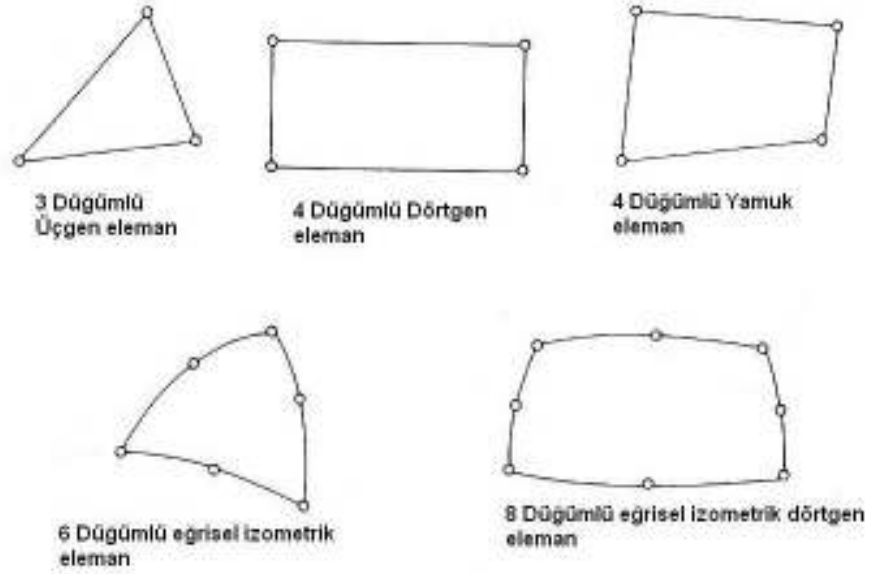
Sonlu Elemanlar Metodunun diğer varyasyonel metotlardan üstün kılan özellikleri şöyle sıralayabiliriz;

- 1- Çözüm alanını sonlu elemanlar adı verilen alt bölgelere ayırarak karmaşık geometrilere de çözüm elde edilebilmesi
- 2- Her bir sonlu elemanda, yaklaşım fonksiyonlarını, her bir sürekli fonksiyonun cebrik polinomların lineer kombinasyonu ile temsil edilebilmesi ilkesini kullanarak tarif etmesi
- 3- Cebrik eşitlikleri ve bunlara ait sabitleri sistemi tanımlayan diferansiyel denklemleri sağlayarak eleman üzerinde bulması.

2.2.4.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin İşlem Adımları

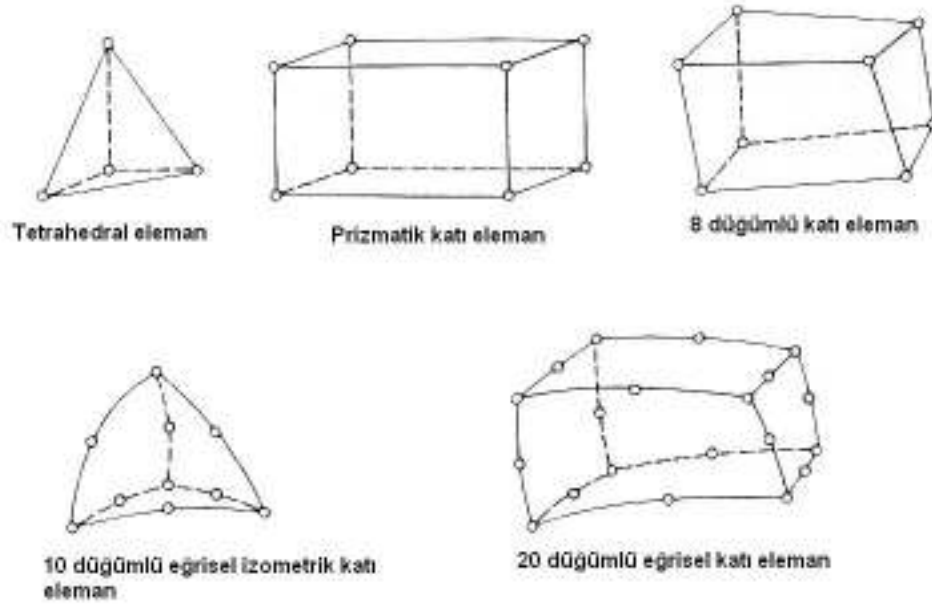
- Sisteme ve sınır şartlarına ait denklemlerin yazılması: Genellikle bir mühendislik problemi diferansiyel denklemlerle ifade edilir. Bu denklem yazıldığında sonlu elemanlar yöntemiyle çözüm mümkün hale gelir.
- Analiz edilecek kısmın elemanlara ayrılması: Bu aşamada problemin yapısına uygun bir eleman seçilmelidir. Tek boyutlu analizde elemanlara ayırmak doğrultuyu uygun uzunluklara bölmek anlamına gelir. İki boyutlu bir analizde alan üçgenlere,

dörtgenlere veya daha değişik şekilli elemanlara bölünebilir. Şekil 2.9’da iki boyutlu eleman tiplerine örnekler verilmiştir.

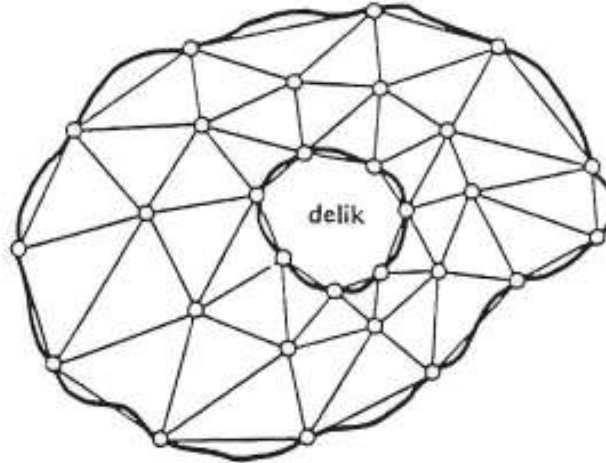


Şekil 2.9 İki boyutlu eleman tipleri (Nath 1990)

Üç boyutlu analizde birçok seçenek vardır. Tetrahedron, piramid, dörtgen prizma veya daha karmaşık şekilli elemanlar seçilebilir. Şekil 2.10’da bu elemanlara örnekler verilmiştir. Aynı cisim içerisinde birden fazla tip eleman kullanılabilir. Ayrıca kritik olan bölgelerde eleman boyutlarını küçültüp fazla eleman kullanılması önemlidir. Çünkü kritik bölgelerde daha hassas çözüme ihtiyaç vardır. Örneğin bir delikli plakta delik civarı veya içinden yoğun akış olan bir boruda dirsek kısımları kritik bölgelerdir bu bölgelerde eleman yoğunluğu artırılmalıdır. Şekil 2.11’de delikli bir plağın elemanlarına ayrılması gösterilmiştir.



Şekil 2.10 Üç boyutlu eleman tipleri (Nath 1990)



Şekil 2.11 Delikli bir plağın sonlu elemanlarına ayrılması (Nath 1990)

- İnterpolasyon fonksiyonunun seçilmesi: Her bir eleman için yerdeğiştirme, sıcaklık gibi değişkenlere bir interpolasyon polinomu atanmalıdır. Polinom seçilmesinin nedeni kolayca türevlenebilir ve integrallenebilir olmasıdır. Polinomun derecesi çözümün hassasiyetini etkiler.
- Eleman özelliklerinin tespit edilmesi ve eleman matrislerinin oluşturulması : Her bir eleman geometrisine, malzeme özelliklerine (Elastisite modülü, ısı iletim

katsayısı gibi) , düğüm sayısına ve interpolasyon polinomunun derecesine bağlı olarak sistemin davranışını belli eder. Bu yüzden malzeme özelliklerine bağlı olarak eleman matrisleri oluşturulmalıdır.

- Tüm eleman matrislerinin birleştirilip sistem matrisinin oluşturulması: Bütün eleman matrisleri tek bir sistem matrisi içinde birleştirilmelidir. Bu matris sistemin davranışını belirleyen katsayılar matrisini oluşturmaktadır. Genellikle doğrusal matris takımları tercih edilir. Doğrusal olmayan matris takımları için bilinen çözüm yöntemleri yeterli olmayabilir.

- Sistem matrisinin çözülmesi: Gauss eliminasyonu gibi iteratif metotlar yardımıyla sistemin matris takımı çözülür.

Bu adımların takibi ile çözüm alanında istenilen veriler elde edilmiş olur.

2.2.4.2 Eleman Biçiminin Seçimi

Şekil 2.9 ve 2.10, tipik bazı eleman biçimlerini göstermektedir. Verilen bir cismin nasıl bölüneceğinin (elemanlara ayırma) belirlenmesinde cismin geometrisi, özellikle iç ve dış sınırlarının biçimi (Şekil 2.11'deki deliğin çevresi tipik bir iç sınırdır), geniş ölçüde yol gösterici olacaktır. İki boyutlu cisimlerde, elemanın biçimi, cismin biçimine bağlı olarak bulunur. Eğri ve düzgün olmayan sınırlarda, üçgen ve dörtgen elemanlar, dikdörtgen elemanlardan daha elverişlidir (Şekil 2.9). Üç boyutlu cisimlerde, dört yüzlü (tetrahedral eleman), prizmatik katı elemandan daha elverişlidir (Şekil 2.10).

3.MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada insan ayağına ait BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinden, ayağının 3 boyutlu geometrik modeli oluşturulmuş ve daha sonra geometrik modelden sonlu elemanlar modeli elde edilmiş ve bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Diğer taraftan gerçek ortamda basınç platformu ile ayak tabanı altında oluşan gerilme değerleri elde edilmiş ve bu değerler bilgisayar analizinden elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Bu kısımda tezin aşamaları detaylı olarak anlatılmıştır.

İlk olarak çalışmada kullanılan STL ve STEP dosya formatları hakkında bilgi verilmiştir.

3.1 STL ve STEP dosya formatları

STL dosya formatı hızlı prototipleme endüstrisi tarafından kabul edilen standart dosya formatıdır. Bu format üç boyutlu obje hacminin yüzeycik (facet) adı verilen üçgenlerle tanımlanmasını sağlamaktadır. Her bir üçgen yüzeycik kendi üç kenarının nokta koordinatları ve malzemenin tersine yönlendirilmiş, yüzeye dik normal vektörü ile tanımlanır. STL dosyası içinde her komşu üçgenin iki kenar koordinatı ortak olmak zorundadır. Düz yüzeylerin az sayıda üçgen yüzeyciklerle tanımlanması mümkündür. Buna karşılık, radyuslu yüzeylerin çok sayıda küçük üçgen yüzeyciklerle tanımlanması gerekmektedir. STL dosyalar ASCII veya binary olarak kaydedilebilir.

Bir ASCII STL dosyası;

solid *name*

ile başlar, herhangi bir sayıdaki yüzeyciklerin nokta koordinatları ve normallerin tanımları ile devam eder,

facet normal *n1 n2 n3*

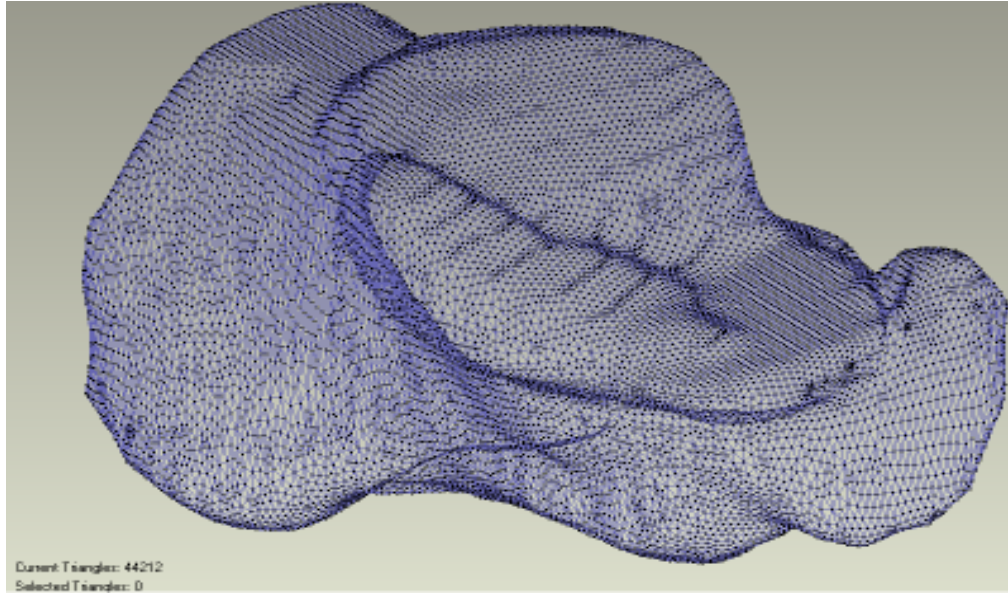
outer loop

vertex *v11 v12 v13*

vertex *v21 v22 v23*

```
vertex v31 v32 v33  
endloop  
endfacet  
yüzeycik tanımlarından sonra,  
endsolid name  
satırı ile son bulur.
```

Bu çalışma kapsamında oluşturulan topuk kemiğinin STL dosyasının üçgen yüzeycik görünümü Şekil 3.1’ de verilmiştir. Bu modelde topuk kemiği geometrisi 44212 adet üçgen yüzeycikle temsil edilmiştir.



Şekil 3.1 3B STL model

STEP dosya formatı data alışverişinde en çok kullanılan dosya formatıdır ve ISO 303-21 standardında tanımlanmıştır. STEP dosya uzantı formatları .stp veya .step şeklindedir. Bu çalışmada Geomagic yazılımı yardımıyla STL dosya formatları STEP dosya formatlarına dönüştürülmüştür. STL dosya formatında üçgen yüzeyciklerle temsil edilen yüzeyler, STEP formatında 3B objeler Nurbs (Non-uniform rational B-spline) olarak adlandırılan eğrilerle oluşturulmuş yüzeylerle temsil edilmektedir (Şekil 3.2).

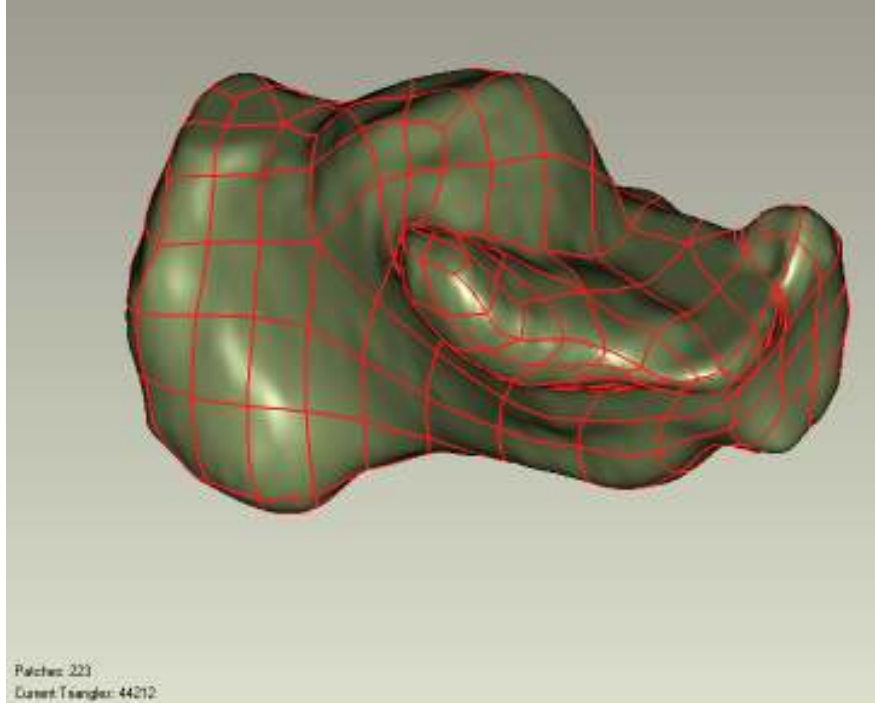
Standart bir STEP dosyası formatı aşağıdaki gibidir;

```

ISO-10303-21;
HEADER;
FILE_DESCRIPTION(
/* description */ ('A minimal AP214 example with a single part'),
/* implementation_level */ '2;1');
FILE_NAME(
/* name */ 'demo',
/* time_stamp */ '2003-12-27T11:57:53',
/* author */ ('Lothar Klein'),
/* organization */ ('LKSoft'),
/* preprocessor_version */ ' ',
/* originating_system */ 'IDA-STEP',
/* authorization */ ' ');
FILE_SCHEMA (('AUTOMOTIVE_DESIGN { 1 0 10303 214 2 1 1 }'));
ENDSEC;
DATA;
#10=ORGANIZATION('O0001','LKSoft','company');
#11=PRODUCT_DEFINITION_CONTEXT('part definition',#12,'manufacturing');
#12=APPLICATION_CONTEXT('mechanical design');
#13=APPLICATION_PROTOCOL_DEFINITION('automotive_design',2003,#12);
#14=PRODUCT_DEFINITION('0',$,#15,#11);
#15=PRODUCT_DEFINITION_FORMATION('1',$,#16);
#16=PRODUCT('A0001','Test Part 1',"(#18));
#17=PRODUCT_RELATED_PRODUCT_CATEGORY('part',$,(#16));
#18=PRODUCT_CONTEXT("#12,");
#19=APPLIED_ORGANIZATION_ASSIGNMENT(#10,#20,(#16));
#20=ORGANIZATION_ROLE('id owner');
ENDSEC;
END-ISO-10303-21;

```

Burada DATA kısmında modelin geometrik dataları (kartezyen noktalar, b-spline eğriler ve kenar eğrileri) yer almaktadır.



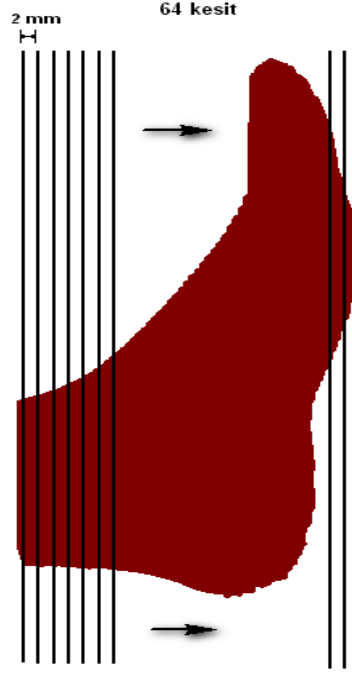
Şekil 3.2 3B STEP model

3.2 Geometrik modelin elde edilmesi

Ayağı oluşturan kemik, kıkırdak ve yumuşak dokuya ait geometrik modellerin elde edilmesi aşamasıdır.

1. BT Görüntülerinin elde edilmesi:

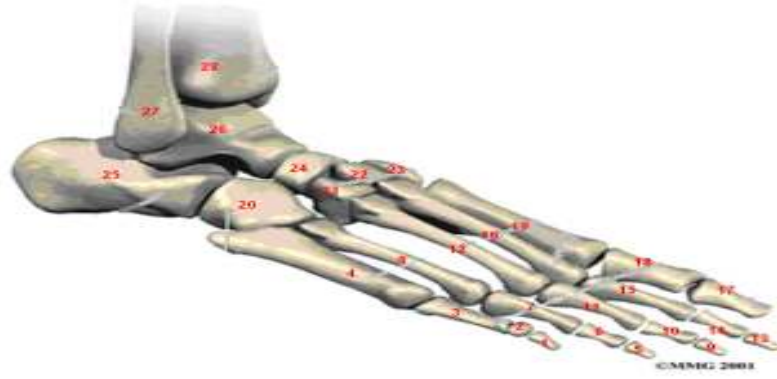
Gönüllü bir deneğe ait BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde bulunan BT cihazı ile çekilmiştir. Sırt üstü yatar pozisyonda deneğin ayağının 64 adet kesit görüntüsü çekilmiştir (Şekil 3.3). Her bir görüntü arasındaki mesafe 2 mm olmakla beraber görüntüler ayak bileğini de kapsamaktadır. Yumuşak doku ile kemik dokuyu ayırt edebilmek, BT görüntüleriyle MR (Manyetik Rezonans) görüntülerine kıyasla daha kolay olduğu için MR görüntülerinin kullanılması tercih edilmemiştir.



Şekil 3.3 BT görüntülerinin çekilmesi

2. BT görüntülerinin işlenmesi:

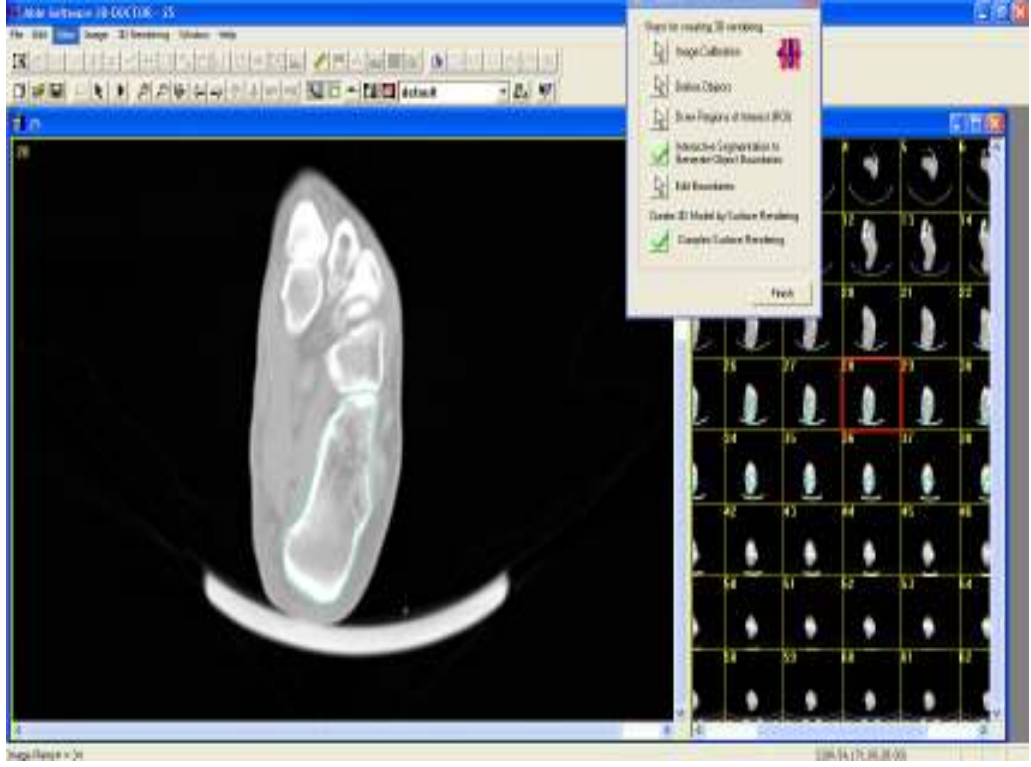
Dicom formatındaki işlenmemiş BT görüntüleri, 3D Doctor yazılımına alınmıştır. İlk olarak tüm kemikler ve yumuşak doku numaralandırılmış, 64 adet kesit görüntüsündeki yumuşak doku ve kemiklerin sınırları farklı 3D Doctor proje dosyalarında elle çizilmiştir (Şekil 3.4). Yumuşak dokunun ve her bir kemiğin modellenmesinde kullanılan kesit sayıları Çizelge 3.1’de verilmiştir. Sınırların elde edilmesi için “interactive segmentation” komutu ile kontrasta bağlı olarak otomatik olarak sınırların çizilmesi yolu tercih edilmemiştir. Bunun sebebi otomatik olarak çizilen sınırlardaki hata oranının yüksek olması ve düzeltmeler için harcanan sürenin fazlalığıdır. Bir sonraki adımda “complex surface rendering” komutu ile sınırların etrafı adeta bir duvar gibi örülerek 3B STL modeller elde edilmiştir (Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Şekil 3.7).



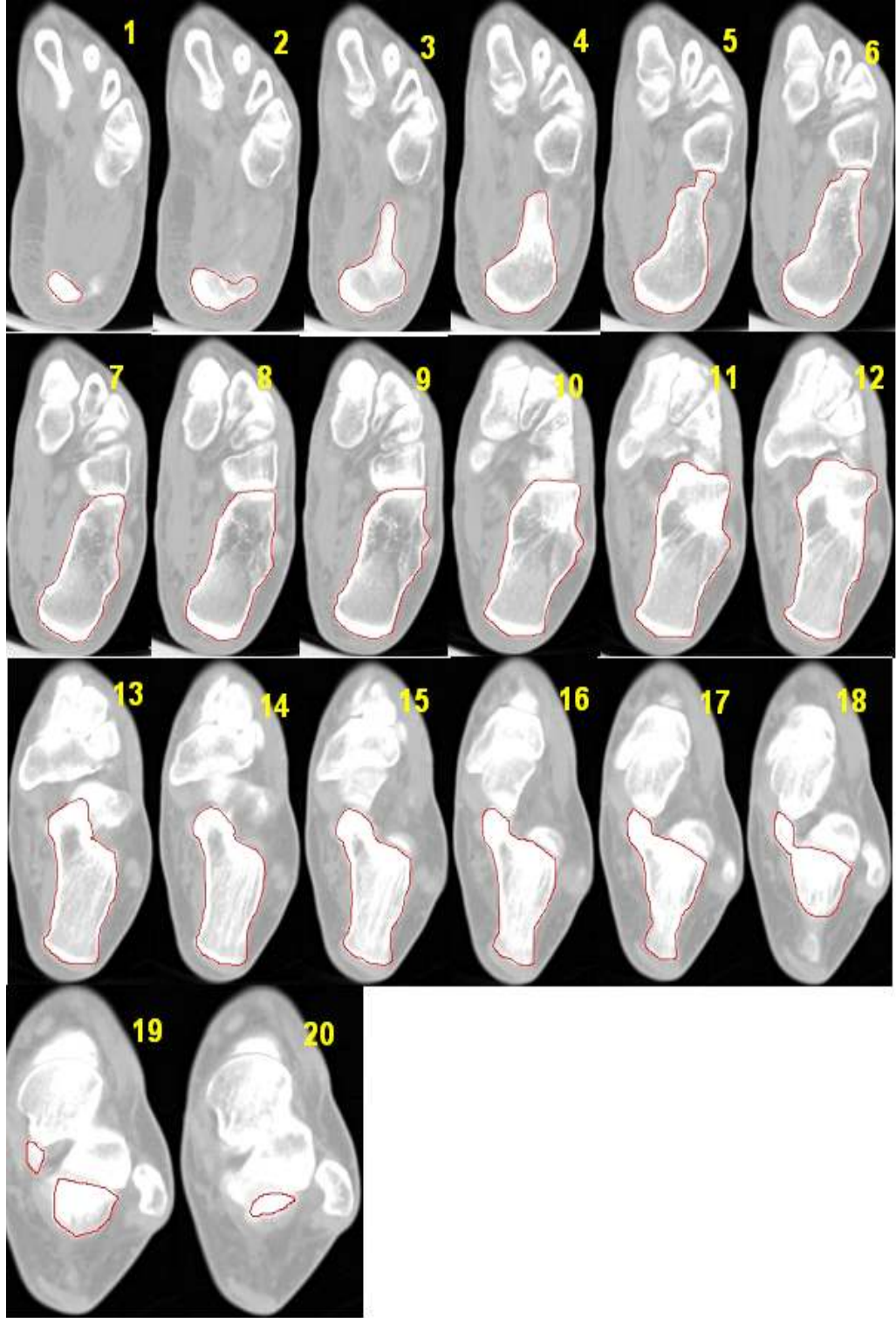
Şekil 3.4 Kemiklerin numaralandırılması

Çizelge 3.1 Kullanılan Kesit Sayıları

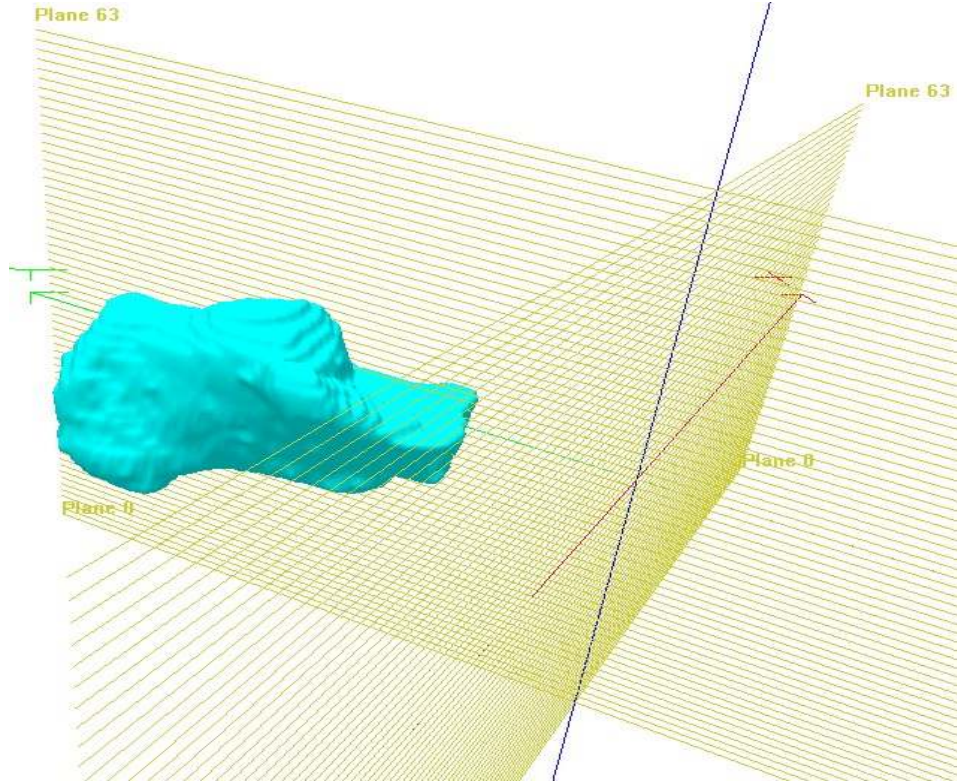
Kemik No	Kemik İsmi	Kullanılan Kesit Sayısı
1	Parmak kemiği	3
2	Parmak kemiği	3
3	Parmak kemiği	5
4	Metatarsal	19
5	Parmak kemiği	3
6	Parmak kemiği	3
7	Parmak kemiği	7
8	Metatarsal	22
9	Parmak kemiği	3
10	Parmak kemiği	4
11	Parmak kemiği	7
12	Metatarsal	23
13	Parmak kemiği	3
14	Parmak kemiği	4
15	Parmak kemiği	6
16	Metatarsal	24
17	Parmak kemiği	5
18	Parmak kemiği	8
19	Metatarsal	21
20	Kübsü kemiği	15
21	Köşeli kemik	10
22	Köşeli kemik	11
23	Köşeli kemik	14
24	Skafoid	13
25	Kalkaneus	20
26	Talus	16
27	Fibula	25
28	Tibya	16
29	Yumuşak doku	64



Şekil 3.5 BT görüntülerinin 3D Doctor yazılımında işlenmesi



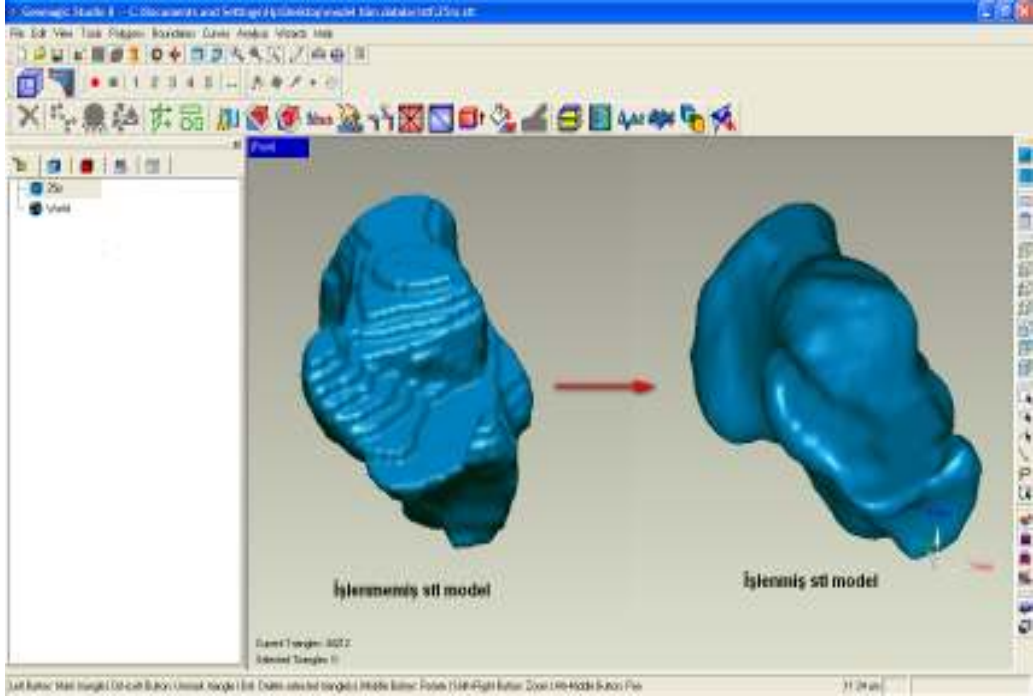
Şekil 3.6 Topuk kemiği için kullanılan kesitler ve oluşturulan sınırlar



Şekil 3.7 Topuk kemiğinin 3B STL modeli

3. STL modellerin işlenmesi:

3D Doctor programında elde edilen modeller sırayla Geomagic tersine mühendislik yazılımına alınarak “relax polygons” ve “sandpaper” komutlarıyla belirgin katmanlı görünümünden kurtarılmış ve “auto surface” komutuyla yüzey örme işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylece üçgenler yüzeyciklerden oluşan yüzey formatı Nurbs eğrilerinden oluşan yüzey formatına dönüştürülmüştür (Şekil 3.8). Son olarak tüm modeller STEP formatında kaydedilmiştir.



Şekil 3.8 3B STL modelin işlenmesi

4. Tüm sistemin montajının yapılması ve kıkırdak geometrilerinin oluşturulması:

STEP formatındaki katı modeller Keycreator CAD yazılımında bir araya getirilerek tüm sistemin montajı yapılmıştır (Şekil 3.9 ve Şekil 3.11).

Yine bu yazılımda kemikler arasındaki kıkırdak geometrileri oluşturulmuştur (Şekil 3.10).

Kıkırdak modellerinin oluşturulma aşamaları aşağıdaki gibidir;

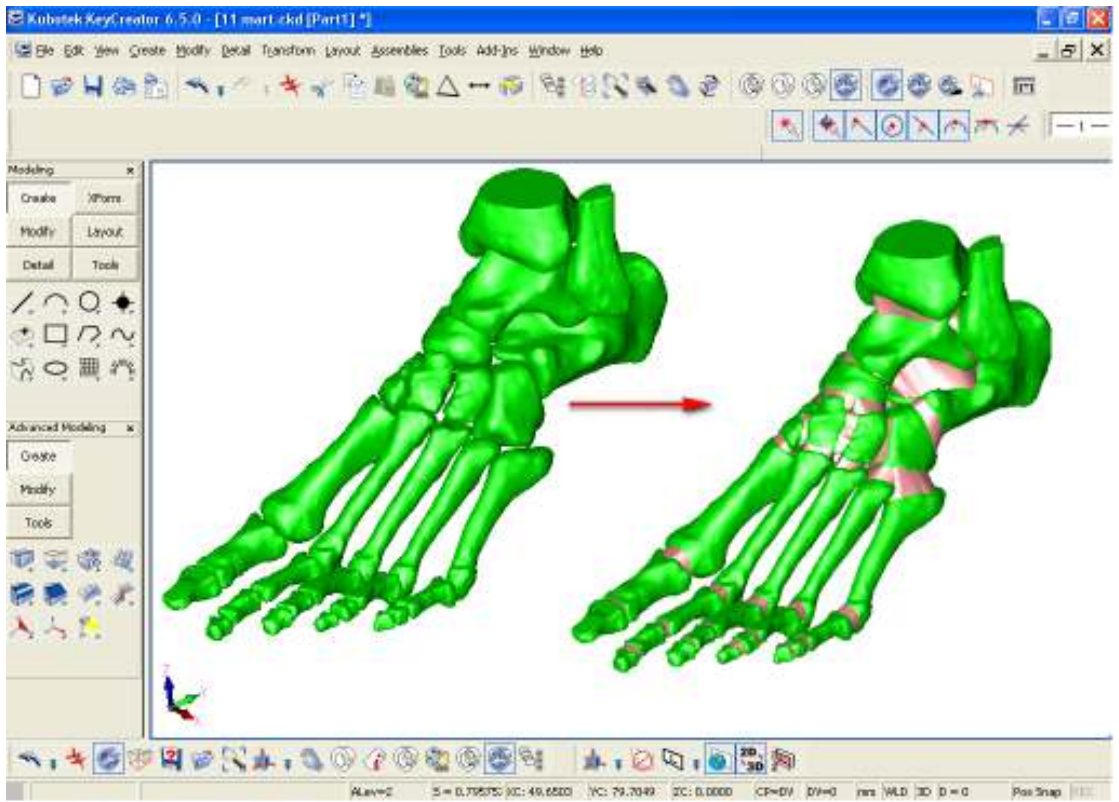
- 1 Aralarında kıkırdak oluşturulacak iki kemiğin ayrı bir pencerede bir araya getirilmesi.
- 2-3 Kemiklerin uç kısımlarından “solid trim/break by curve” komutuyla çizgilerle kesilmesi ve böylece kemik üzerinde “loft” komutuyla kullanılacak düz yüzeylerin elde edilmesi.
- 4 Bir önceki aşamada elde edilen yüzeyler arasında “loft” komutuyla kıkırdak geometrisinin oluşturulması.
- 5 Kemik geometrilerinin kıkırdak geometrisinden “subtract” komutuyla çıkarılabilmesi için “scale” komutuyla yeterli oranda küçültülmesi.

6-7-8 Kemik geometrilerinin “subtract” komutuyla kıkırdak geometrisinden çıkarılması ve her iki uçta kemik yüzeylerinin formatına sahip kıkırdak geometrisin oluşturulması.

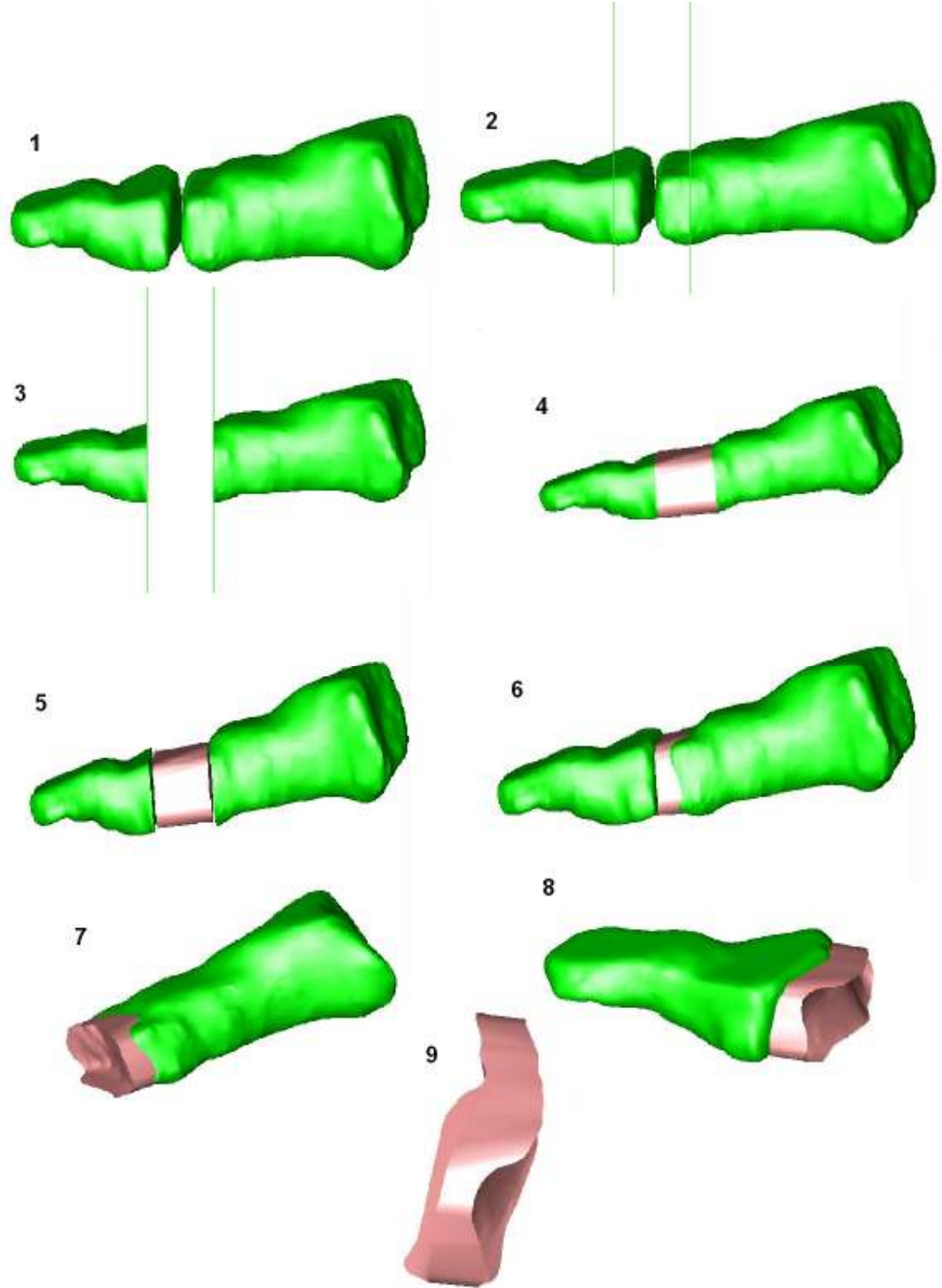
9 Elde edilen kıkırdak geometrisi.

Son olarak bu yazılımda tüm kemik ve kıkırdak modelleri yumuşak dokudan çıkarılarak kemik ve kıkırdak dokuyu kapsayan bir yumuşak doku modeli elde edilmiştir (Şekil 3.12).

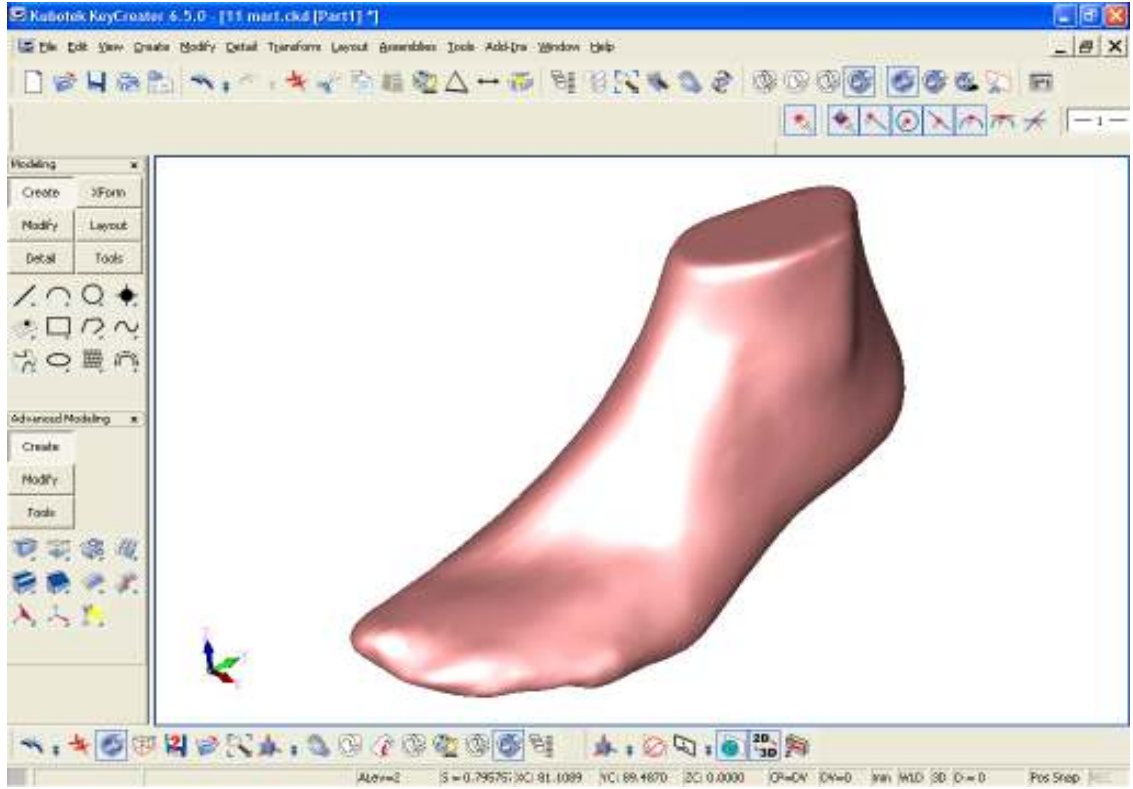
Modellerin tümü tek bir STEP dosyasında kaydedilerek işlemler son bulmuştur.



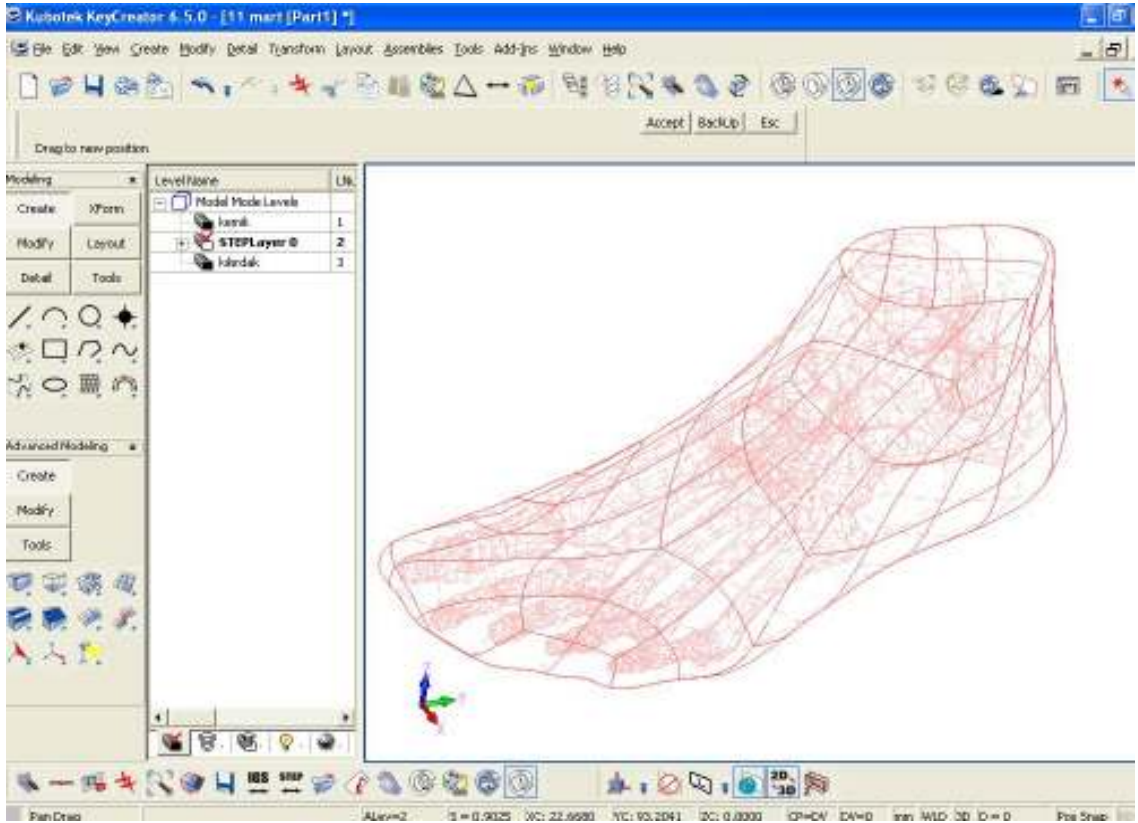
Şekil 3.9 Kemik ve kıkırdak modelleri



Şekil 3.10 Kıkırdak modelinin oluşturulması



Şekil 3.11 Yumuşak doku modeli



Şekil 3.12 Yumuşak dokunun son hali

3.3 Modelin Sonlu Elemanlara Ayrılması

Modelin karmaşık ve temas halinde birçok yüzeye sahip olmasından ötürü elemanlara ayırma işlemi Hypermesh yazılımı ile yapılmıştır. Diğer eleman tiplerine göre, geometrik olarak karmaşık yapılarda brick elemanlar daha doğru ve hızlı sonuç vermesine rağmen geometrinin düzensizliği nedeniyle tetrahedral elemanlar kullanılarak mesh işlemi gerçekleştirilebilmiştir.

İlk aşamada tüm kemik, kıkırdak ve yumuşak dokunun yüzeyleri üçgen elemanlara ayrılarak yüzey mesh atılmıştır. Birbiriyle temas halinde olan geometrilerin ortak kullanılan yüzeylerindeki düğüm noktaları çakıştırılarak bu yüzeylerde kontak tanımlama zorunluluğu kalmamış ve böylece çözüm daha kolay hale getirilmiştir. Düzgün bir yüzey mesh elde edilmesinden sonra hacim mesh yapısı elde edilmiştir. Eleman tipinin hiperelastik malzeme özelliklerini desteklemesi gerektiğinden Ansys yazılımının solid185 elemanı seçilerek output dosyası hazırlanmıştır.

Son olarak Ansys yazılımında sınır şartlarının uygulanacağı düğüm noktalarını seçmek zor olacağı için yüzeylerde shell eleman grupları oluşturulmuştur. Bu sayede yüklemenin ve kısıtın uygulanacağı yüzeylerdeki düğüm noktalarının sağlıklı bir şekilde seçilebilmesi sağlanmıştır. Tüm sistemde yer alan eleman sayıları Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Sistemdeki Eleman Sayıları

	Eleman sayısı	Düğüm Noktası Sayısı
Kemik doku	262262	62892
Kıkırdak doku	54610	17717
Yumuşak doku	393444	85290
Shell elemanlar	6279	3286
Tüm model	716595	126343

3.4 Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizinde 2 adet Quad Core Intel Xeon 2.00 işlemci ve 32 GB belleğe sahip bilgisayar kullanılmıştır.

3.4.1 Malzeme modelleri

Çözümün karmaşıklığını ve çözüm süresini azaltmak için yumuşak doku dışında kemik ve kıkırdak doku homojen, izotropik ve lineer elastik malzeme olarak idealize edilmiş ve lineer elastik malzeme özellikleri E (Elastisite modülü) ve ν (Poisson oranı) yazılıma tanıtılmıştır (Çizelge 3.3).

Yumuşak dokunun kuvvet etkisi altındaki davranışı nonlineer elastik malzeme olarak tanımlanmıştır. Bu davranışı simule edebilmek amacıyla 2. mertebe polinomial form hiperelastik malzeme katsayıları analiz yazılımına tanıtılmıştır.

Genel olarak polinomik gerinme fonksiyonu sonlu seriler halinde verilir. Burada U gerinme enerji fonksiyonunu, C_{ij} (Nmm^{-2}) ve D_i (mm^2N^{-1}) malzeme parametrelerini (Çizelge 3.4), I_1 ve I_2 birinci ve ikinci deviatorik gerinme değişkenlerini belirtmektedir.

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (3.1)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3.2)$$

$$I_2 = \lambda_1^{-2} + \lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2} \quad (3.3)$$

λ_i 'ler de asal uzama oranları veya asal yönlerdeki uzatmalar olarak nitelendirilir.

$$\lambda_i = \frac{\text{sonboy}}{\text{ilkboy}} \quad (3.4)$$

Çizelge 3.3 Malzeme Modelleri

	Elastisite Modülü E (MPa)	Poisson Oranı ν
Kemik Doku	7300	0,3
Kıkırdak Doku	10	0,4
Yumuşak Doku	Hiperelastik	-

KAYNAK: Cheung J.T., Zhang M., Leung A.K., Fan Y. 2005.

Çizelge 3.4 Hiperelastik Malzeme Katsayıları

C₁₀	C₀₁	C₂₀	C₁₁	C₀₂	D₁	D₂
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273	0

KAYNAK: Cheung J.T., Zhang M., Leung A.K., Fan Y. 2005.

3.4.2 Sınır şartları ve Yüklemeler

Yapılan çalışmada ayakta dengede duran bir kişinin tek bir ayağa uygulayacağı yük vücut ağırlığının yarısı olacağından deneğin 52 kg'lık vücut ağırlığının yarısı ayak bileğinden uygulanmıştır. Yaklaşık olarak 260 N'luk toplam yük bilekte bulunan tüm düğüm noktalarına eşit olarak paylaştırılmıştır. Kısıt olarak ayak tabanındaki düğüm noktaları bütün serbestlik derecelerinden tutturulmuştur.

3.5 Basınç Platformu ile gerilme değerlerinin ölçülmesi

Ayak tabanına ait deneysel gerilme değerlerini elde edebilmek için Rsscan firmasının Gait Scientific Footscan Sistemi kullanılmıştır (Şekil 3.13). Basınç platformunun boyutları 0,5 x 0,4 x 0,008 m olmakla beraber toplamda 4096 adet sensöre sahiptir. Platformunun teknik özellikleri Çizelge 3.4'de verilmiştir.

Tabana ait gerilme değerleri BT görüntülerinin elde edildiği denekten alınmıştır. Deneğin platform üzerinde çıplak ayakla basarak vücut ağırlığını dengeli bir biçimde her iki ayağına dağıtması sağlanmıştır.

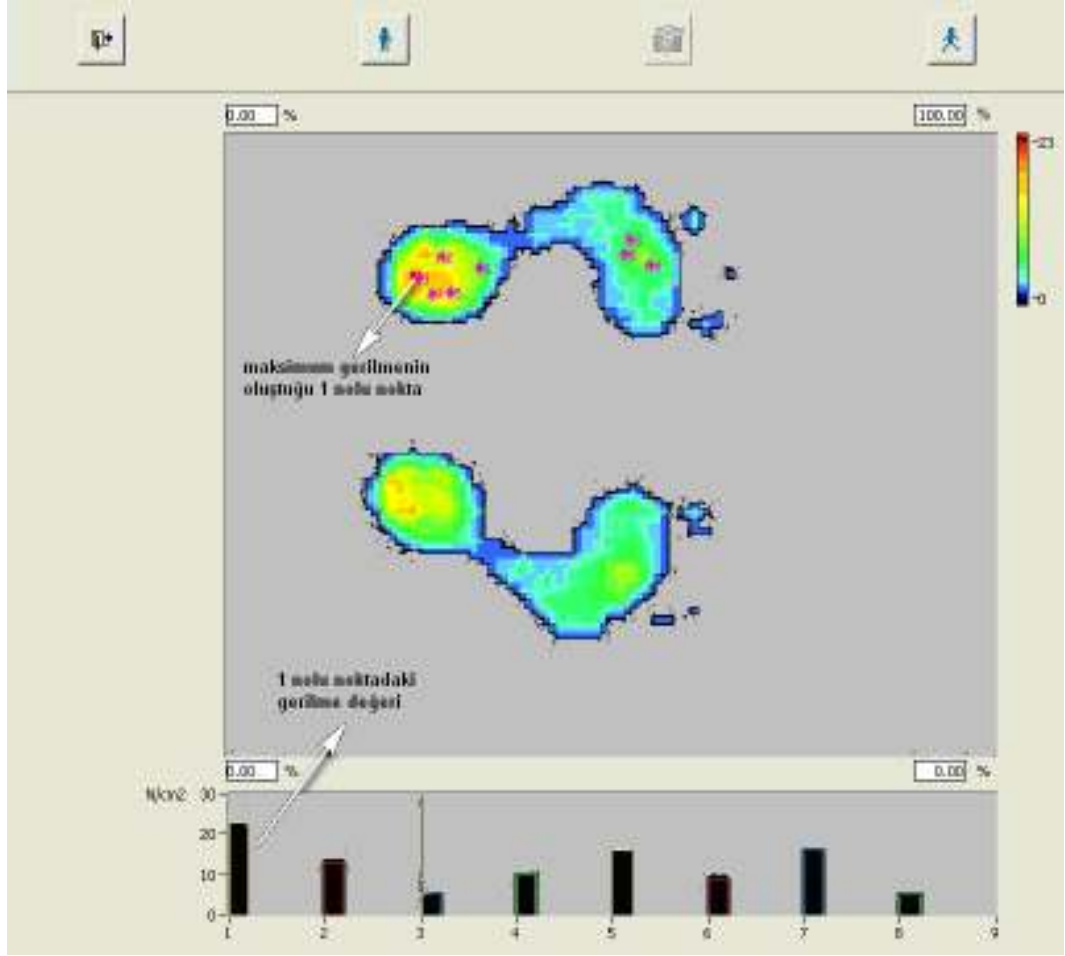
Örnek bir ölçüm için gerilme değerlerinin okunduğu cihaz yazılım arayüzü Şekil 3.14'de verilmiştir.



Şekil 3.13 Basınç Platformu

Çizelge 3.5 Rscan Basınç Platformu Teknik Özellikleri

Özellik	Rscan Basınç Platformu
Platform Boyutları (m)	0,5 x 0,4 x 0,008
Aktif sensör yüzeyi	0,48 x 0,32
Sensör sayısı	4096
Hassasiyet (N/cm ²)	0,27-127
Maksimum Frekans (Hz)	500



Şekil 3.14 Basınç platformundan elde edilen gerilme değerleri profili (Ölçüm no:5)

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI

4.1 Araştırma Sonuçları

4.1.1 Deneysel Sonuçlar

Deneğin ayakta denge konumunda yapılan farklı ölçümleri sayesinde maksimum gerilme değeri ve yeri ayak topuğu bölgesinde ve ortalama olarak $20,7 \text{ N/cm}^2$ değerinde belirlenmiştir (Çizelge 4.1). Yapılan ölçümlerde deneğin vücut ağırlığını her bir ayağına farklı ölçümlerde farklı oranlarda yansıtması sebebiyle 10 adet ölçüm yapılmış ve ortalama değer hesaplanmıştır. Yüksek gerilme değerlerinin olduğu bir diğer bölge 2. ve 3. metatarsal başlarıdır ve bu bölgede ise yaklaşık $0,10 \text{ MPa}$ 'lık bir basınç oluşmaktadır.

Çizelge 4.1 Topuk Bölgesinde Oluşan Maksimum Gerilme Değerleri

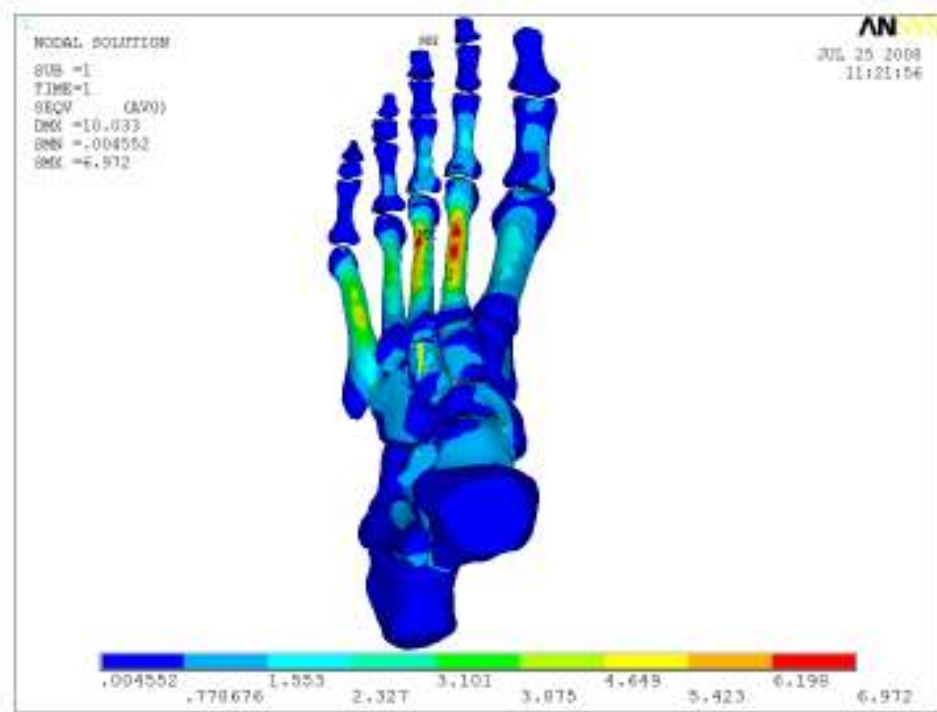
Ölçüm No	Basınç Değeri (N/cm^2)
1	17
2	25
3	22
4	23
5	23
6	19
7	19
8	17
9	18
10	24
Ortalama	$20,7 \pm 3,02$

4.1.2 Sonlu Elemanlar Sonuçları

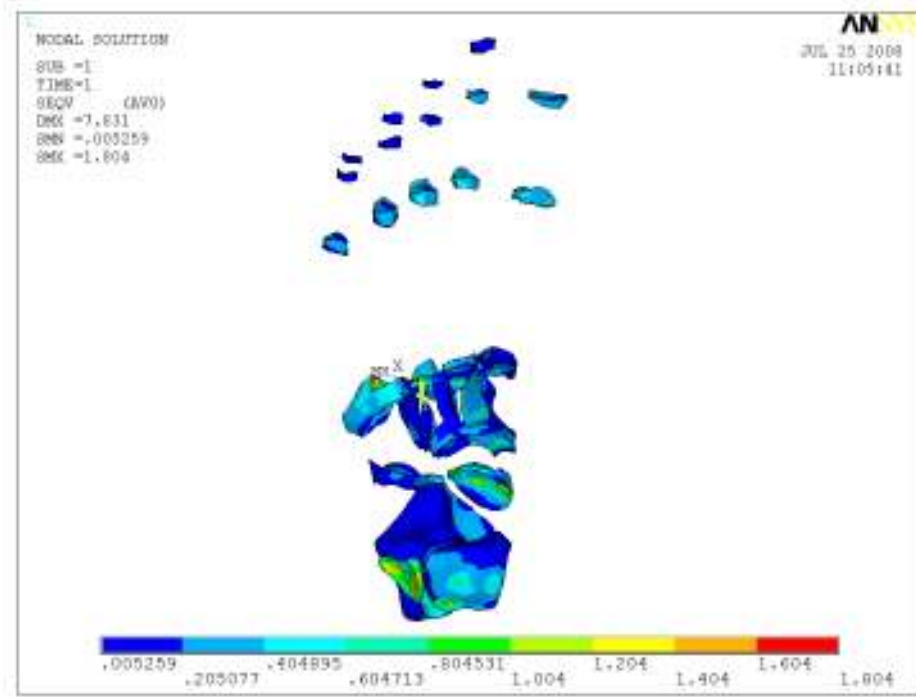
Yapılan sonlu elemanlar analizi sonucu gerilmelerin metatarsal kemiklerinde yoğunlaştığı, maksimum gerilmelerin ise 3. metatarsal kemiğinde $6,9 \text{ MPa}$ civarında olduğu görülmüştür. Yine kemik dokusu için maksimum gerilme değerlerinin de bu kemik kemiklerde olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.1 ve Şekil 4.3).

Kıkırdak dokuda meydana gelen gerilme değerleri kemik dokuya göre daha düşük, maksimum değeri yaklaşık olarak 1,8 MPa değerinde tahmin edilmiştir. Yapılan analizle bu doku grubunda gerinmenin kemiğe göre daha fazla olduğu grlmştir. Bu da kıkırdakın sönümleme özelliğini yansıtılmaktadır (şekil 4.5).

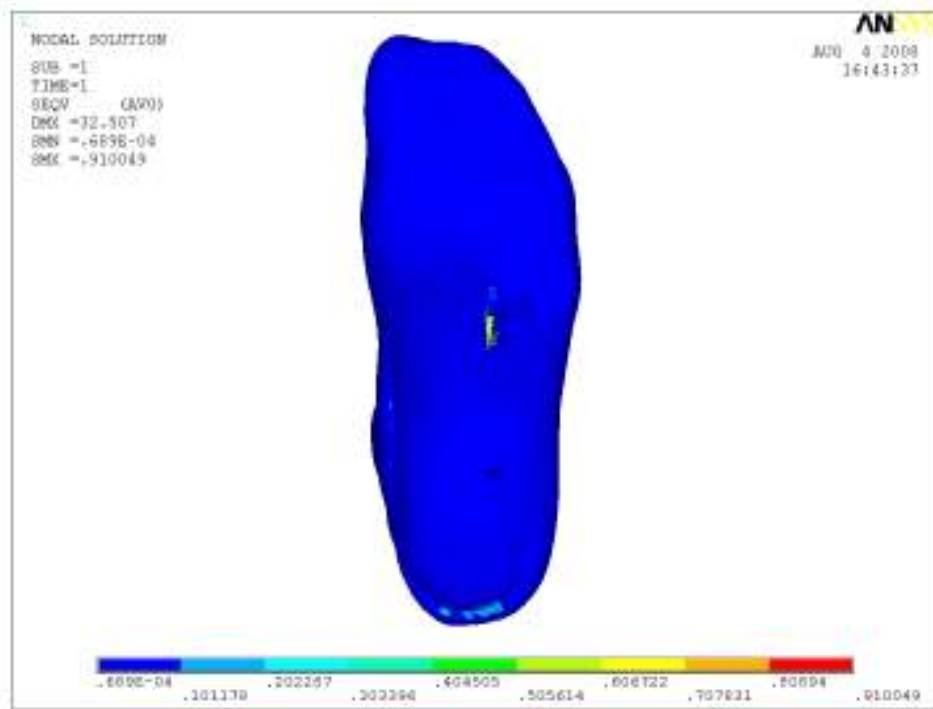
Yumuşak dokuda meydana gelen gerilme ve gerinme değerlerinin ise uygulanan kısıt dolayısıyla deneysel değerlere kıyasla daha düşük olduğu ve topuğun arka kısmında meydana geldiği gözlenmiştir (şekil 4.3 ve şekil 4.6).



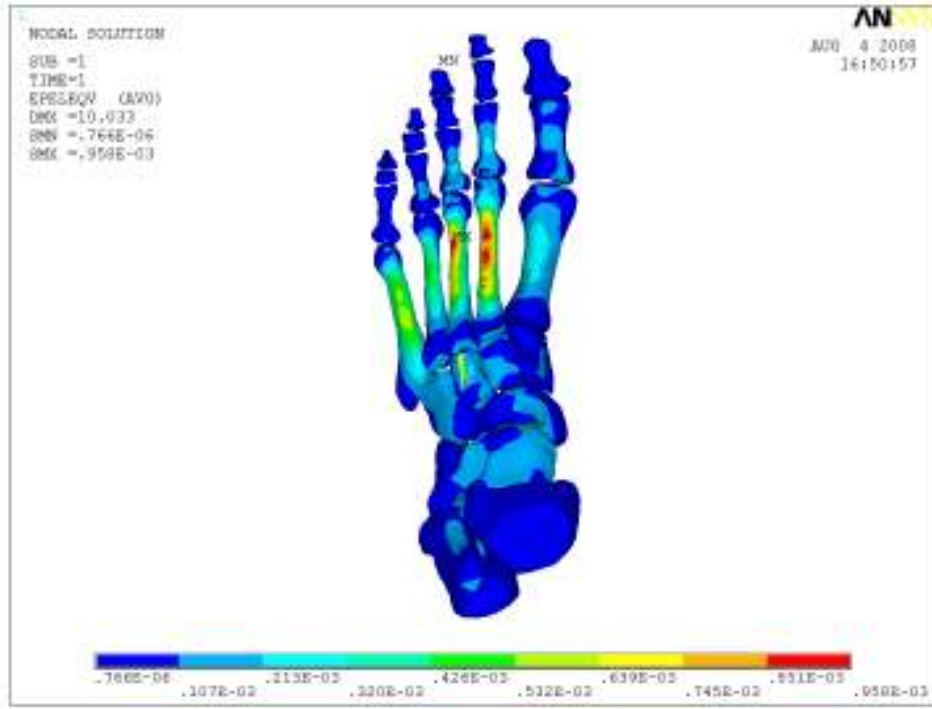
şekil 4.1 Kemik dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı



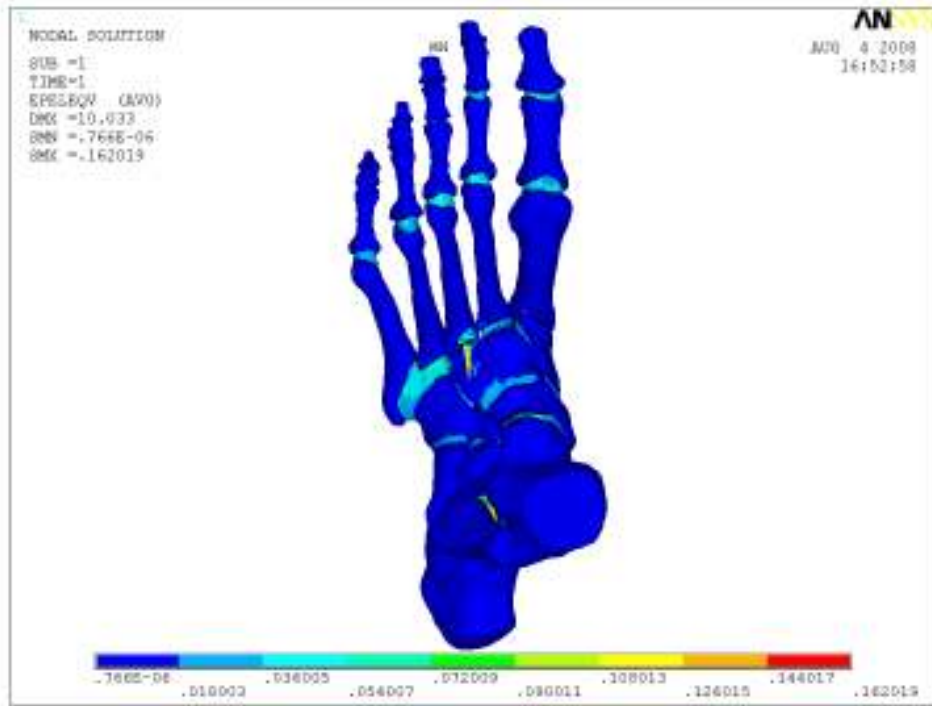
Şekil 4.2 Kıkırdak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı



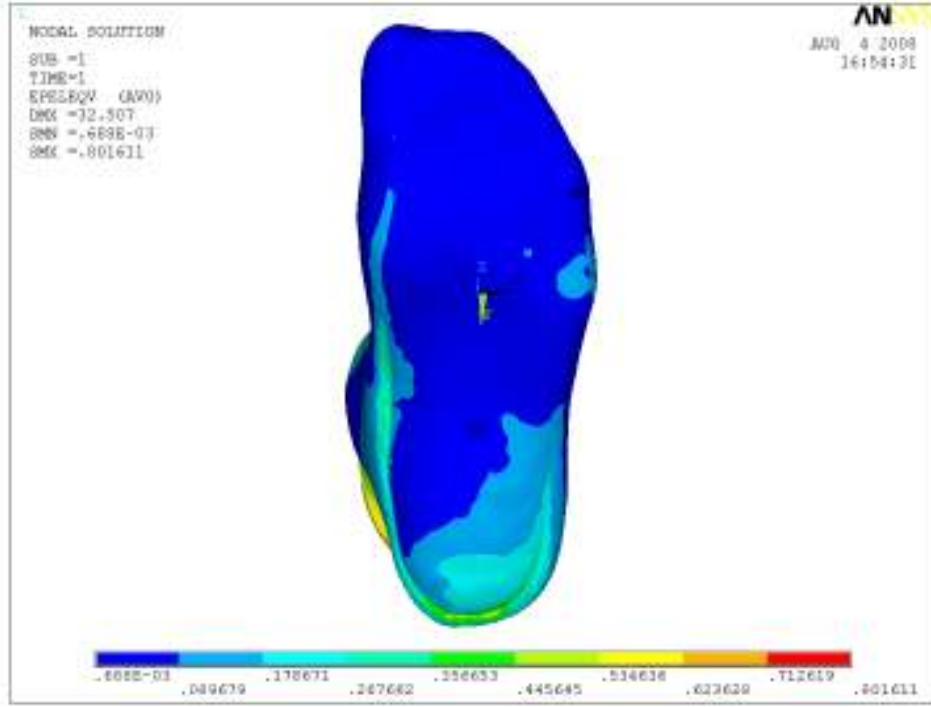
Şekil 4.3 Yumuşak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı



Şekil 4.4 Kemik dokuda meydana gelen eşdeğer gerinme dağılımı



Şekil 4.5 Kemik ve kıkırdak dokuda meydana gelen eşdeğer gerinme dağılımı



Şekil 4.6 Yumuşak dokuda meydana gelen eşdeğer gerilme dağılımı

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Cheung ve ark. (2006) 70 kg ağırlığında sağlıklı ayağa sahip bir denekten basınç platformuyla aldıkları ölçümlerle ayak tabanı altında oluşan maksimum gerilme değerini topuk bölgesinde 0.17 MPa olarak belirlemişlerdir. Bu çalışmada ise 52 kg ağırlığındaki denekle yapılan ölçümlerde maksimum gerilme değerleri yine topuk bölgesinde ve ortalama olarak 0,20 MPa olarak saptanmıştır. Yine bahsedilen çalışmayla uyumlu olarak 2.riskli bölge olarak metatarsal kemikleriyle parmak kemiklerinin birleştiği metatarsal başlarının altında olduğu gözlenmiş, bu bölgede en yüksek değer 2. ve 3. metatarsal başlarının altında 0,10 MPa olarak ölçülmüştür. Sonlu elemanlar yöntemiyle ayak tabanı altında oluşan gerilme dağılımı istenilen ölçüde deneysel sonuçları yansıtamamaktadır. Bunun temel sebebi ayak tabanının düğüm noktalarının tüm serbestlik derecelerinden tutularak ötelenmenin engellenmesidir. Bu noktada yer ile ayak tabanı arasında kontak tanımlanarak daha gerçekçi bir simülasyonun yapılması önerilmektedir.

Kemik dokuda oluşan maksimum gerilmenin metatarsal kemiklerde yoğunlaştığı ve 3.metatarsalde 6,97 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Yine yukarıda bahsedilen aynı çalışmada bu değer 3.metatarsal kemikte 7,94 MPa olarak hesaplanmıştır (Cheung ve ark. 2006). Bu noktada kemik doku için gerilme değerlerinin literatürden alınan sonuçla uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Bunun yanında yumuşak dokunun nonlinear malzeme davranışı hiperelastik malzeme özelliği tanımlanarak sağlanmış, kemik ve kıkırdak dokular lineer elastik olarak idealize edilmiştir. Biyolojik dokuların zamana bağlı viskoelastik malzeme davranışı da gösterdiği hatırlanacak olursa viskoelastik malzeme parameterleriyle elde edecek sonuçların daha gerçekçi olacağı aşikârdır. Tabii nonlinearite oranının artmasının çözümü daha karmaşık ve uzun kılacağı unutulmamalıdır.

Sonuç olarak oluşturulan sonlu elemanlar modelinin literatürle yaklaşık sonuçları tahmin edebilmemizi sağladığı, yukarıda vurgulanan faktörlerin göz önüne alınmasıyla sonuçların gerçek sonuçlara daha da yakınsanabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

BALABAN, H. 2006. Spor Ayakkabısının Biyomekanik Kurallara Göre Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi. 70s.

CHEN W., JU C., TANG F., JU C., 2001. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in bare foot gait: a 3D finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 16,614-620.

CHEN W., JU C., TANG F., 2003. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 18,S17-S24.

CHEUNG J.T., ZHANG M., LEUNG A.K., FAN Y., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics* 38, 1045–1054.

CHEUNG J.T., ZHANG M., 2005. A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86, 353-358.

CHEUNG J.T., ZHANG M., AN K., 2006. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clinical Biomechanics* 21,194–203.

CHEUNG J.T., ZHANG M., 2006. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. *Medical Engineering and Physics* 30, 269-277.

DAI X., LI Y., ZHANG M., CHEUNG J.T., 2006. Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking. *Clinical Biomechanics* 21,314-321.

GOSKE S., ERDEMİR A., PETRE M., BUDHABHATTİ S., CAVANAGH P.R., 2006. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 39,2363-2370.

MEDICAL MULTIMEDIA GROUP LLC. 2003. A Patient's Guide to Foot Anatomy. www.eOrthopod.com

NATH, B. 1990. Mühendisler için Sonlu Elemanlar Metodunun Temelleri. Sakarya Üniversitesi Yayınları, Sakarya. 236s.

ÖZKAYA, N., NORDİN, M. 1999. *Fundamentals of Biomechanics*. Springer, New York. 393s.

PRENDERGAST , P.J., LENNON, A.B. 2007. An Introduction To The Workshop On Finite Element Modeling In Biomechanics And Mechanobiology. European Society of Biomechanics Workshop 2007: Finite Element Modeling in Biomechanics and Mechanobiology, Dublin, İrlanda, 26-28 Ağustos 2007.

TÜMER, T., TÖNÜK, E. 2004. Biyomekanik ve Anatomide Uygulamaları. Anatomi Doktora Programlarına İlginin Artışı ve Nedenleri, Ankara Üniversitesi. 28s.

YOSIBASH, Z., TRABELSI, N. Reliable Patient-Specific High-Order FE Analysis of the Proximal Femur. European Society of Biomechanics Workshop 2007: Finite Element Modelling in Biomechanics and Mechanobiology, Dublin, İrlanda, 26-28 Ağustos 2007.

WU L., 2007. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures. Clinical Biomechanics 22,221-229.

ÖZGEÇMİŞ

13 Şubat 1983'te Bursa'da doğmuştur. İlköğrenimini Bursa Atatürk İlköğretim Okulu'nda, orta ve lise öğrenimi Bursa Anadolu Lisesi'nde tamamlamış, yüksek öğrenimine 2001 yılında Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde başlamıştır. 2004-2005 Bahar Yarıyılında Makine Mühendisliği Bölümünü bitirmiş ve ara vermeden 2005-2006 Güz Yarıyılında Makina Mühendisliği Ana Bilim Dalında yüksek lisans programına başlamıştır. Ocak 2006'dan itibaren Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.

TEŞEKKÜR

Bu çalıŐmayı gerçekleŐtirebilmem de bilgi birikimini ve emeğini benimle paylaŐan hocalarım Prof.Dr.Sedat Ülkü, Doç.Dr.Reşat Özcın ve Öğr.Gör.Dr.Ali DurmuŐ'a , çalıŐmanın en kritik noktasında çok önemli katkılarda bulunan arkadaşlarım Serdar Geçim ve Tamer Aydın'er'e, maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan aileme teŐekkürü borç bilirim.