

T.C.

GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ

ENSTİTÜSÜ

İNSAN BACAĞININ SONLU ELEMANLAR

MODELİNİN OLUŞTURULMASI

YAŞAR TOPRAK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TASARIM VE İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM

DALI

GEBZE

2008

T.C.

GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ

ENSTİTÜSÜ

İNSAN BACAĞININ SONLU ELEMANLAR

MODELİNİN OLUŞTURULMASI

YAŞAR TOPRAK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TASARIM VE İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM

DALI

DANIŞMANI

YRD. DOÇ. DR. HASAN KURTARAN

GEBZE

2008



**GEBZE YÜKSEK
TEKNOLOJİ
ENSTİTÜSÜ**

**MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
JÜRİ ONAY FORMU**

JÜRİ

ÜYE (BAŞKAN) : Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ali ARSLAN

M. Ali Arslan

ÜYE : Yrd. Doç. Dr. Hasan KURTARAN

H. Kurtaran

ÜYE : Yrd. Doç. Dr. Abdülkadir BALIKÇI

A. Balıkcı

Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun .../.../..... tarih ve .../... sayılı kararı ile yukarıdaki öğretim elemanlarından oluşmuş jüri tarafından düzenlenen 08/05/2008 tarihli Tez Savunma Tutanağı neticesinde Yüksek Lisans / Doktora öğrencisi Yaşar TOPRAK 'ın çalışması GYTE Mühendislik ve Fen Bilimleri Yönetim Kurulu/...../..... tarih ve .../.../..... sayılı kararıylaAnabilim Dalında Yüksek Lisans / Doktora tezi olarak onaylanmıştır.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

TEZİN BAŞLIĞI : İNSAN BACAĞININ SONLU ELEMANLAR

MODELİNİN OLUŞTURULMASI

YAZAR ADI : YAŞAR TOPRAK

3D kullanışlı bir model oluşturmak, hacim model veya yüzey modeli gibi bir üç boyutlu bir model gerektirir. Son yıllarda, hacim modelin geometri eksikliği nedeniyle kinematik amaçlı simülasyonlarda yüzey modeller geniş ölçüde kullanılmaktadır. Bir 3D model oluşturmak için kullanılan genel metod, özel algoritmalarla 2D görüntülerden kontörlerle 3D yüzeylerini oluşturmaktır. 2D kontörler, her görüntü için manuel ayrıştırma veya yazılım programları tarafından otomatik olarak ayrıştırma uygulanarak elde edilir.

Geliştirilen insan modelleri genelde sınırlı bir uygulamaya müsaade etmektedir. Bu nedenle insanla ilgili sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi son yıllarda önem kazanmıştır. Bu tezde de insan bacağı için sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi hedeflenmiştir.

SUMMARY

HEADER OF THESIS : FINITE ELEMENT MODEL OF HUMAN LEG

NAME OF THE AUTHOR : YAŞAR TOPRAK

To create a three-dimensional functional model, a 3D model as a volume model or a surface model is needed. Recently, the surface models are widely used for the purpose of kinematic simulations because of the lack of geometry for volume model. A general method for creating a 3D model is to reconstruct 3D surfaces from the 2D contours of image dataset using specific algorithms. 2D contours are obtained using manual segmentation for each image set or automatically by segmentation software.

The human models which have been developed allow generally limited application. Developing human finite element modelling is getting importance in recent years because of that. The objective of this thesis is to develop the finite element model for human leg.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimim boyunca desteğini esirgemeyen, akademik çalışmalarıyla sürekli değer üreten çok kıymetli hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Hasan KURTARAN' a yürekten teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Bu çalışma sırasında anatomi bilgisiyle bana yardımları olan tıp öğrencisi Susanne SCHULER' e, çalışmalarım sırasında bana rahat bir çalışma olanağı sağlayan Hasan LALA' ya ve hayatımın her aşamasında desteğini gördüğüm aileme teşekkürlerimi bildiririm.

Ocak, 2008

Yaşar TOPRAK

	<u>Sayfa</u>
2.3.1. Yumuşak Dokular	20
2.3.2. Kemik	22
2.3.3. Ekleme	24
2.3.4. Eklenti	24
2.3.5. Bağlantı	25
2.3.5.1. Bağ ve Tendonlar	25
2.3.5.2. Kas	27
2.3.6. Eklem	28
2.3.7. Hareket Hattı	30
3. İNSAN BACAĞININ CAD MODELİNİN OLUŞTURULMASI	33
3.1. Geometri Oluşturulması	33
4. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ	45
4.1. Giriş	45
4.2. Sonlu Elemanlarla Modelleme	47
4.2.1. Genel Olarak Modelleme	47
4.2.2. Eleman Seçimi	47
4.2.2.1. 3D Kiriş Eleman	47
4.2.2.2. Sabit Gerilmeli Üçgen Eleman	48
4.2.2.3. Lineer Gerilmeli Üçgen Eleman	49
4.2.2.4. Çifte Lineer Dörtgen Eleman	50
4.2.2.5. Kabuk Elemanlar	51
4.3. Oluşturulan Modele Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması	52
5. SONUÇ	56
6. KAYNAKLAR	60
7. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Bölüm 2

tr	Matriks ifadesi
X	Referans oluşturmada parçacığın konumu
x	Deforme halindeki parçacığın konumu
f	Sınırlı bir alandaki denklem ifadesi
R_0	Sınırlı bölgenin referansı
R	Deforme olmuş kapalı bölge referansı
F	Deformasyon gradyanı
J	Jacobien
ρ_0	Referans oluşturmadaki yoğunluk
ρ	Deformasyon oluşumundaki yoğunluk
C	Cauchy-Green Deformasyon (sağ taraf)
B	Cauchy-Green Deformasyon (sol taraf)
E	Green-Lagrange gerinim ifadesi
I	Tanımlayıcı ifade
ε	Sonsuz küçük gerinim
T	Cauchy gerilimi
P	Birinci Piola-Kirchhoff gerilimi
S	İkinci Piola-Kirchhoff gerilimi
I_1, I_2, I_3	Sabitler

Bölüm 4

K	Rijitlik matrisi
D	Yer değiştirmeler vektörü
R	Yük vektörü
u, v	Yer değiştirme vektörleri
$a_{(1, \dots, 12)}$	Sabit değerler

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 ‘Yılan’ tekniğinin uygulama aşamaları	5
2.2 Şekil zorunlu deforme olabilir model kullanma tekniğinin uygulama aşamaları	7
2.3 Elemanların hiyerarşik ilişkilendirilmesi	18
2.4 Kalıtım sınıfı	19
2.5 Yük-uzama eğrisi	21
2.6 Sıralı oran etkisi	22
2.7 Viskoelastik davranışlar	22
2.8 Eğilme yüklenmesinde kemiğin standart yük-deformasyon eğrisi	24
2.9 Eklentiler	25
2.10 İnsan vücudunun alt kısmının anterior (ön düzlem) ve lateral (yan düzlem) görünüşü	29
2.11 Femoral, tibial ve patellar koordinat sistemi	30
2.12 Z ekseninin oluşturulması	31
3.1 MR görüntüsünün Bmp formatındaki datalarından bir örnek	34
3.2 Bir kesit görüntüsündeki eleman yapıları	34
3.3 Modelin oluşturulması evreleri	35
3.4 Bacak modelinde yer alan kemik yapılar isimlendirilmişlerdir	35
3.5 Bacak modelindeki kemik ve onları çevreleyen kasların görüntüleri	36
3.6 Modelin düzenlenmesi	36
3.7 Tibia kemiği çevresinde oluşturulan polylinelara bir örnek	37
3.8 Polylinelara yüzey giydirilmesi	38
3.9 Çizgilere giydirilen yüzeyin denklemin derecesine göre sonuçları	39
3.10 Tibia, fibula, tibiofibular membrane yapı ve tibiofibular bağdoku	39
3.11- Model oluşturma kıyaslanması	40
3.12- Tibia kansellöz eleman	41
3.13- Kapalı yüzey elde edilmesi	42
3.14- Tibia kansellöz kemiği; yüzey eleman	42

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.15- Tibia kortikal yapı; katı eleman.	43
3.16- Tibia kortikal kısmının elde edilmesi	44
4.1 Sabit gerilmeli üçgen eleman	49
4.2 Dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman	50
4.3 Dört nodlu ve dört kenarlı elastik eleman	51
4.4. Tibia kemiğinin kortikal ve kansellöz kemik kısımları	52
4.5 Yapı 13047 mesh elemandan oluşmaktadır	54
4.6 Literatüre göre tibia kemiğine uygulanan kuvvetler	54
4.7 Modelimize kuvvetlerin uygulanması	55
4.8 Sistemin sınır koşullarının kemik alt kısmına uygulanışı	55
5.1 Yer değiştirme	56
5.2 Gerilme dağılımı; (a) Modelde oluşan gerilme dağılımı	56
5.2 Gerilme dağılımı; (b) Tibia Kansellöz	57
5.2 Gerilme dağılımı; (c) Intersosseous Membrane Eleman	57
5.2 Gerilme dağılımı; (d) Fibula Kortikal	57
5.2 Gerilme dağılımı; (e) Fibula Kansellöz	58
5.2 Gerilme dağılımı; (f) Tibia Kortikal	58
5.2 Gerilme dağılımı; (g) Tibiofibular joint eleman	58

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 4.1 Sonlu Elemanlar yönteminde kullanılacak malzeme özellikleri	53

1. GİRİŞ

Birçok durumda (araba çarpışmaları, mayın patlamaları vs.) insana ne olacağı sorusu hep merak edilir. Bu amaçla deneyler yapılmakta ve bu deneylerde insanlar yerine manken modeller kullanılmaktadır. Bu modellerin kullanılması sayesinde insanlar tehlikeye atılmadan tasarımlar yapılmaktadır. Bu modellerin pahalı olması ve tekrarlı deneylerde kullanılamaması nedeniyle son yıllarda yeni model arayışları ön plana çıkmıştır. Bunlardan biri de bilgisayar ortamında kullanılabilecek insan modelleridir (simülasyon modelleri). Simülasyon modelleri de kaba ve detaylı olmak üzere değişmektedir. Kaba modellerin kullanımının yaygın olmasına karşılık detaylı modellerin kullanımı azdır. Detaylı modellere örnek sonlu elemanlar modelleridir.

Otomotiv çarpışma analizleri ve bunun insan vücudundaki etkileri alanında son yıllarda yapılan çalışmalar, insan vücudunun üst kısmında meydana gelebilecek hasarlar konusunda incelenecek kısımları büyük bir oranda azaltmamız hakkında bir fikir vermektedir. Bu da araç tasarımlarına hava yastıkları eklenerek sonuçlanmıştır. Bir araç kazası olayında, insan vücudunun başka bir parçası olan bacakların çoğunlukla etkilendiği yeni yeni keşfedilmiştir. Araçların çarpışma olayında, çarpmadan hemen önce sürücüler, araç fren pedalına basma eğilimindedirler. Bu hareket darbenin çoğunu bacağın almasıyla sonuçlanır [Mehta ve Rajani, 1994].

Şu ana kadar geliştirilen insan sonlu elemanlar modelleri çok sınırlıdır. Bu nedenle insanla ilgili sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi son yıllarda önem kazanmıştır. Biyomekanik olarak ilk uygulamalar sadece statik analizlerle sınırlı kalmıştır. Örneğin; Mehta ve Rajani [Mehta ve Rajani, 1994] sadece tibia kemiğini modelleyerek statik bir yükleme durumundaki durumunu incelemişlerdir. Biyomekanik modellemeler sadece kemik yapı ile sınırlı kalmamıştır. Hirota Gentaro 2002 de yapıdaki yumuşak dokularda meydana gelen hasarı incelemiştir [Gentaro, H., 2002]. Fakat bu analiz sırasında bacak alt kısmı modellerken sadece tibia kemiğini esas almış, bu kısımdaki fibula kemiği ve kas yapıları gözardı etmiştir. Bunun yanı sıra N. Sonoda ve arkadaşları tarafından 2003 [Sonoda et al., 2003] yılında atletlerin koşuları sırasında alt bacakta oluşan hasar modellemesi esnasında literatürde çokça kullanılan, kemik kortikal kemiğini, kansellöz kemiğinin etrafına

bir kalınlıktaki shell (kabuk) eleman giydirmeye işlemini uygulamışlardır. Ayrıca analiz sırasında, tibiofibular bağdoku gap elemanı olarak kabul edilmekle bu bağdokuda bir hasar meydana gelebileceği gözardı edilmiştir.

Bu tezde insan bacağı için bir sonlu elemanlar modeli oluşturulması amaçlanmıştır. İnsan bacağının sonlu elemanlar modelinin oluşturulması insan bacağına ait görüntü verilerinin işlenmesiyle gerçekleştirilecektir. Bu verilerden yüzey oluşturmak için literatürde hangi yöntemlerin kullanıldığı ikinci bölümde anlatılmıştır. Ayrıca bu bölümde, sadece görünüm olarak düzgün bir model değil ayrıca da fiziksel anlamı olan bir model oluşturmak için matematiksel modellere de değinilecek, ilgilenilen kısımdaki elemanların özellikleri ve birbirleriyle ilişkileri belirtilecektir. Üçüncü kısımda elimizdeki verilerden model oluşturulması, adım adım anlatılacaktır. Dördüncü kısımda ise sonlu elemanlar yöntemi anlatılarak, oluşturulan geometrinin biyomekanik malzeme özelliklerine uygun olarak uygun elemanlarla ilişkilendirilmesi ve literatürde uygulanan yöntemler anlatılacaktır. Son kısımda ise elde edilen model değerlendirilecektir.

2. MODEL OLUŞTURMA

2.1. Simülasyon Modelleme

2.1.1. Üç Boyutlu Görünüm Oluşturma Metotları

Görüntüleme biliminin gelişmesi, bilimsel ve klinik bilginin aslına uygun oluőturmasını sağlamak için kazanç sağlamakta ve işleme tabi tutma, görüntüleme için ileri imkanlar ve teknikler, ve biyomedikal şekillerin analizini gerçekleştirmektedir. Bununla birlikte geçen on yılda bun alanda oldukça büyük çalışmalar olmuőtur. Bu çalışmalar, öncelikle bilgi içerikli gösterme ve görüntüleme yönünde olmuőtur. Günümüzde klinikerler, bir insan organının tam bir üç boyutlu (3D) hacimli görüntüsüne elde edebilmektedirler. Üstelik görüntülerden 3D şekil yüzeyini tekrar inşa etmek veya çıkarmak da mümkün olmaktadır. Bu nedenle çalışmalar, hacim ve yüzeylerin 3D görüntülenmesi üzerine yoğunlaşmıştır.

Hesaplanabilir tam bir model oluşturmak için, tutarlı bir biçimde veri toplanması gerekmektedir. Bu datalar, anlamsal, fiziksel veya diğer biçimlerle kullanışlı bir hale getirilebilir. Tıbbi görüntüler ve datalarla modelleme, farklı elemanların yapısal ve topolojiksel bilgisini birlikte içerir. Model oluşturulurken, görüntülemenin yanı sıra, modelde oluőacak deformasyonlar, hareket oluşturma ve analiz ile fiziksel anlamı olan gerçekçi bir yaklaşım için gerekmektedir.

Vücut deformasyonlarının simülasyonu, hareket esnasında, yumuşak dokuların mekanik özellikleri kadar iskelet yapının eylemlerinin hesaba katılmasını da gerektirir. Modelin bileőenleri, tanımlanan mekanik özelliklere göre bağlandığında , dinamik bir işlem simülasyon için uygulanır. Modelde, üç boyutlu şekil görüntüleme imkanları ve anatomik elemanların şekillerinin oluşturulmasını sağlamakla birlikte deformasyon ve hareketlerin simülasyonu gibi diğer birimlerde kullanılacak olan elemanların bilgileri de kullanılmalıdır. Farklı uygulamalarda kullanılacak, bir vücut parçasının topolojik olduğu kadar yapısal içerikli kapsamlı bir modeli

oluşturulmalıdır. Bu, topolojik modelin geniş bir alanda kullanımını imkan verir [Thalman and Cordier, 2000].

2.1.1.1. Tanıtım

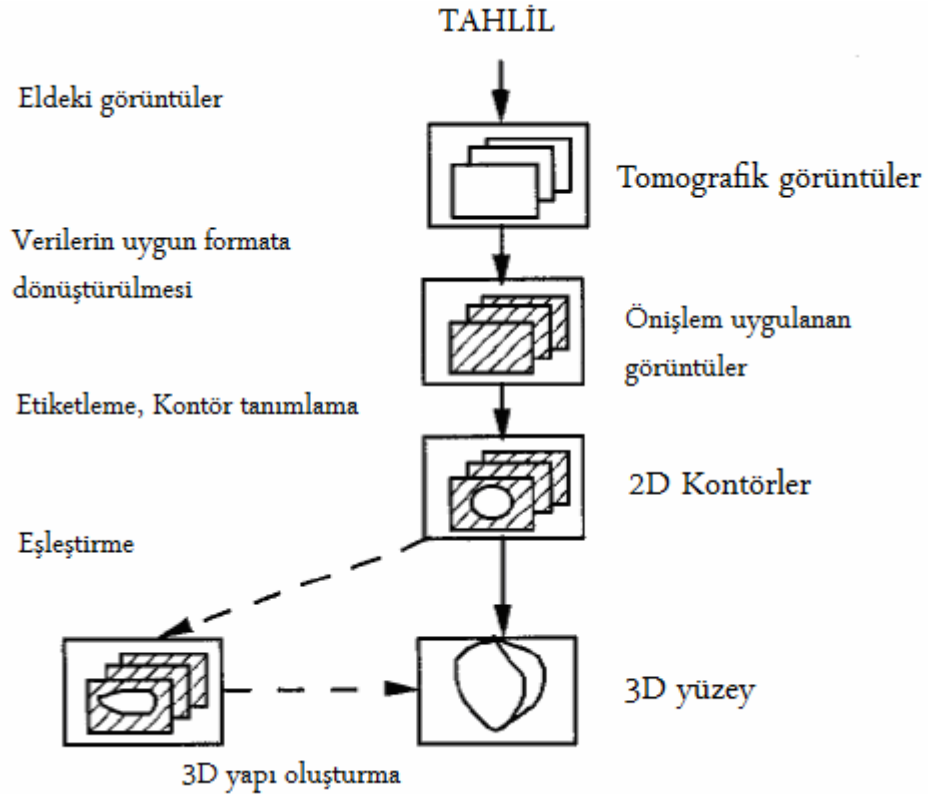
Tıbbi bilgiye bağlı topolojik modelin oluşturulmasının genel bir görünümü şekil 2.1 de görülmektedir [Thalman and Cordier, 2000]. Topolojik model oluşturulması, sırasıyla ilişkilendirilmiştir. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (CT) gibi kaynaklardan elde edilen insan modelinin görüntüleri, daha sonra işlenebilen uygun bir forma dönüştürülür. Daha sonra bu görüntüler, kullanılacak kısmını tanımlandırmak için değerlendirilip sınıflandırılır. Kullanılacak görüntü kesitindeki elemanların (kemik, kas...) kontörlerinin tanımlanması anatomik olarak yorumlama gerektirir. 2D kontörler daha sonra elemanın 3D görüntüsünü vermek için ilişkilendirilirler. Kemik gibi kısımların 3D yüzey modeli için, belirli bir vücut parçası için farklı elemanlar arasında ilişkilendirmeler kurmak için topolojik model de kullanılır. Yapısal ve topolojik bilginin sunulduğu bir veri yapısı, ilgilenilen vücut parçası için topolojik model oluşturulması sağlar. Ayrıca elemanın fiziksel ve mekanik özellikler için tamamlayıcı bilgi de verilebilir.

2.1.1.2. Yüzey Modelleme

İnsan vücudunu yapısal olarak tanımlayan X-ray, CT, MRI veya PET (Pozisyon Emisyon Tomografisi) gibi birçok tanımlama cihazı vardır. Genellikle, sonuçta oluşan şekiller, görsel ve nitel olarak bir radyolog veya diğer tıbbi uzmanlar tarafından yorumlanır. Voxel (piksellerle görüntüleme) görüntü sunuşu , gelişmiş ve kullanışlı bir görüntüleme sağlarken, fiziksel özelliklere uygun veri bakımından az bir kapasitede bir yaklaşım sunar. Yüzey modeller, nesnelerin geometrik yapısını sunmalarında kullanışlıdır. Bu yapılar, protezleri üretmek, kopyalamak, üst üste binen eklemleri denetlemek, operasyon öncesi simülasyon, operasyon sonrası analizi...vb gibi çeşitli görevler için modellerin kullanımını kolaylaştırır [Thalman and Cordier, 2000]. Sonraki iki kısımda organ oluşturulması için iki tekniğin tanımlanması verilmiştir.

2.1.1.2.1. Yılan Tekniği Kullanılarak Model Oluşturma

‘Yılan’ tekniği ile model oluşturma süreci birçok adımdan oluşmaktadır: önışlem (preprocessing), etiketleme (labeling), sonışlem (postprocessing). Adımların çoğunda etiketleme uygulanır. Yüzey oluşturmadaki adımlar sonraki kısımda verilmiştir. Şekil 2.1’ de metoda ait genel bir bakış verilmiştir [Thalmann and Cordier, 2000].



Şekil 2.1- ‘Yılan’ tekniğinin uygulama aşamaları [Thalmann and Cordier, 2000].

a) Önışlem (preprocessing): Veride önışlemde, şekiller voxel başına her bir kanalın 24bit formatında tekli görüntülere dönüştürülür. Eğer tüm tapı ele alınmayacak ise hafıza boyutu sonraki kısımlar için önemli olacağından, görüntü kesitlerinin kırılması daha uygun olur.

b) Etiketleme (labeling): Etiketleme denilen, kesit şekillerindeki ilgilenilen her bir barçanın tanımlandırılmasıdır. Kesitteki organ kontörlerinin tam olarak uygun bir yapı oluşturulması için ayırık yılan kullanırız. Bu, çoktan tanımlanmış kaba kontörlere en yakınındaki karşılık gelen noktalara kontörlerin çekilmesidir. Eleman, tüm kesitlerde kontörler olarak ayrıştırılıp etiklendiğinde, üç boyutlu şeklin

oluşturulması, bütün kesitlerin dış hatlarının birleştirilmesiyle gerçekleşir. Bu işlem, ilgilenilen anatomik objenin üç boyutlu bir yüzey modelini verir.

c) Sonişlem (postprocessing): Bu işlem, eşleştirilen elemanları birleştirmek için kullanılır. Kesitlerden birleştirme sırasında aynı kısımların eşleştirilmesi gerekmektedir. Öncelikli olarak üç tipte anatomik organın oluşturulması esastır: kemikler, kaslar ve deri. Organların oluşturulması, her bir organ tipinin özelliğine bağlı problemlere neden olur. Anatomik kesitlerde kemiklerin çizimi, yoğun kemiğin beyaz renginin, kasla çevrili olan kısımlarda renklerin ton farkından dolayı kolaylıkla gerçekleştirilebilir. Deri kısımlarının ayrıştırılma işlemi ise bulunduğu ortamın durumuna bağlı olarak farklı tonlarda değiştirilirse ayrıştırılma daha da kolaylaşacaktır. Kaslar için, her bireysel kontörlerin kolaylıkla ve açıklıkla tanımlandırılabilmesi yanıltıcı olabilir çünkü çoğu kesitte yumuşak dokular birbirine geçmişlerdir ve birbirleri üzerinden farklı kısımlara bağlanmışlardır. Kasların oluşturulması uzmanlaşmış anatomik bilgiyi gerektirir. Sonuç olarak bu metot, organları sadece kesitlerle baştan oluşturulması gerekli ise faydalı bir yöntemdir. Diğer taraftan bu metot, uzun zaman ve dikkat gerektirmekte ve kaslar gibi yumuşak dokuların tanımlanmasında da bir anatomist yardımı gerektirmektedir. Bu iki dezavantajı azaltmak için, deforme edilebilir yüzeyleri kullanan ikinci bir teknik geliştirilmiştir.

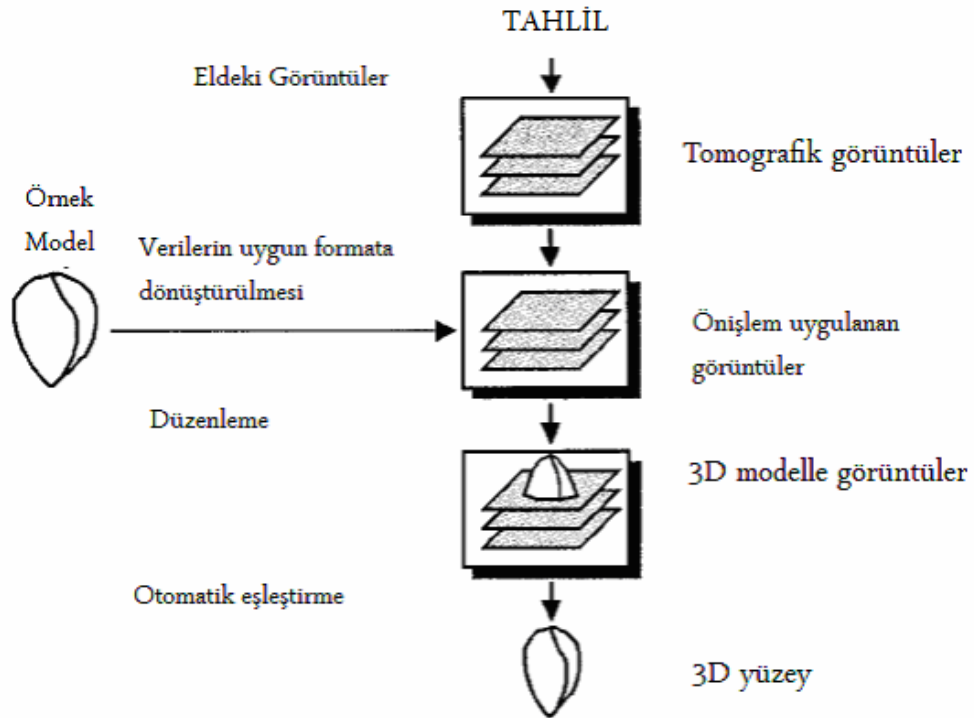
2.1.1.2.2. Şekil Zorunlu Deforme Olabilir Model Kullanma

Önceden tanımlandığı gibi, yılanlar ile model oluşturma süreci, kullanıcının her bir kesitte kontörleri tanımlamak zorunda olduğundan dolayı yavaş olabilir. Organ sınırlarının açıkça görülmediği gibi birçok durumda da yılan ile model oluşturmak anatomik bilgiyi gerektirir. Bundan dolayı başka bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknik, şekil zorunlu deforme olabilir model tekniğidir [Thalman and Cordier, 2000]. Bu metotta, oluşturmak istenilen organın, yerine yaklaşık olarak yerleştirildiği bir başlangıç model kullanılır. Model, hastanın tıbbi görüntülerindeki bilgilerden ve kullanılan başlangıç modelle düzeltilir. Ayrıştırma işlemi, şekildeki her noktaya ilişkilendirilmiş bir değer fonksiyonunun minimizasyonu olarak formüle edilir:

- genel modelin şeklini koruyan bir şekil hafıza kuvveti,

- tepe noktasına doğru yüksek kenar yoğunluğuna hareket etmek için yönelen şekil ilgi kuvveti.

a) Başlangıç şekil ve model: Önceden de tanımlandığı gibi, bu metotta iki şekil kullanılır: başlangıç şekli ve model. İlk şekil, hesaplama sürecinde ilk adımsal yaklaşım (iterasyondaki) şekildir. Modelden farklı bir başlangıç şekli kullanabiliriz. Tek kısıtlama, başlangıç şeklinin ve modelin aynı topolojiye sahip olması gerektiğidir. Bazen, CT görüntü gibi görüntüler de başlangıç şeklini tanımlamada yardımcı olur. Oluşturma işlemi sırasında bazı tepe noktaları içe kontörler olarak hareket ederken, bazıları dışa kontörler olarak hareket ederler. Bu durumda başlangıç şeklini oluşturulan organı tam bir şekilde kapsayacak yeterli büyüklükte tanımlamalıyız. Bu yolla , tepe noktaları sadece dışa doğru kontörler olarak hareket ederler [Thalman and Cordier, 2000]. Şekil.2.2' de metoda ait genel bir bakış verilmiştir.



Şekil 2.2- Şekil zorunlu deforme olabilir model kullanma tekniğinin uygulama aşamaları [Thalman and Cordier, 2000].

b) Deforme Olabilir Model: Model, objenin dış hatlarını tanımlayan noktalar ile temsil edilir. Objenin yüzeyi, her tepe noktasının, onun komşu tepelerini tanımlayan

üçgen bir ağ (mesh) ile tanımlanır. Böylece, önceden tanımlanan etiketleme aracı gibi oluşturma algoritmaları, modeli çıkarmak için ilk adımda kullanılır. Üçgen ağların tepe noktaları ayrıştırılmış hacimdeki voxellere uygundur [Thalmann and Cordier, 2000].

c) Değer Fonksiyonları: Değer fonksiyonları her bir tepe noktasına uygulanan bir dizi kuvvet olarak tanımlanır. Önceden tanımlandığı gibi iki kuvvet vardır: şekil hafıza kuvveti ve her bir Xi parçasığına uygulanan görüntü ilgi kuvveti. Her tanecikte meydana gelen kuvvet bu iki kuvvetin toplamı olarak hesaplanır [Thalmann and Cordier, 2000].

i) Şekil hafıza kuvveti: Objeye yüzeyi bir üçgen ağ tarafında tanımlanır ve her bir tepe noktası komşusu tarafından bilinir. Her bir tepe noktası için, komşu tepe noktasının tanımlandığı bir yaklaşık koordinat düzlemi tanımlarız. Şekil hafıza kuvveti iki adımdan oluşmaktadır. Başlangıç konumunda, modelin her bir tepe noktasını yerel koordinat sisteminde tanımlarız. Lokal koordinat sisteminde, tepe noktalarının koordinatlarını hesaplarız. Bu, komşusunun tepe noktasıyla yerel sıfır deformasyon durumudur. Her iterasyon için, her tepe noktasının yerel koordinat sistem komşusunun bağlantısı hesaplanır. Bu yerel koordinat sistemi her iterasyonda değişir çünkü şekil, uyarılma işlemi sırasında düzenlenir. Bu yerel koordinat sisteminde, tepe noktasının güncel konumunu ve yerel sıfır deformasyon konumunu bilinmektedir. Bu konum başlangıç konumuna getirme (sıfırlama) adımında hesaplanır. Bu iki konum arasında, güncel konumu yerel sıfır deformasyon konumuna hareket ettirecek kuvvet uygulanır. Yerel şekil, model şekle benzemeye eğilimlidir [Thalmann and Cordier, 2000].

ii) Görüntü ilgi kuvveti: Bir görüntüde, dış kuvvetler deforme edilebilir kontörü ilgilenen özelliklere (obje sınırı gibi) çekerler. Bu çekimi gerçekleştiren herhangi bir kuvvet ifadesi kullanılmak için düşünülebilir. İşlem sırasında algoritma, başlangıç katsayısına eşit veya daha büyük gradyan değerlerinin konumunu bulur. Bu konum ideal konum olarak düşünülür. Başlangıç katsayısı kullanıcı tarafında kontrol edilir. Zamanı kısıtlamak için, ideal konum için araştırma, tepe noktası etrafındaki yüzeyin normaliyle sınırlandırılır. Yüzeyin bu normal başlangıç kuvvetinin hesaplanması sırasında hesaplanmıştır. Bu normal önceden tanımlanan yerel

koordinat sistemindeki Z vektörüdür. Komşu büyüklüğü bir katsayı ile tanımlanır ve bu katsayı kullanıcı tarafından düzenlenir. tepe noktasını ideal konumuna taşıyacak bir kuvvet uygulanır [Thalman and Cordier, 2000].

2.2. Malzeme Modelleri

Malzemeler, deformasyonlara ve gerinimlere (strain) sahip elemanlardır. Gerilimleri ve gerinim durumunu tanımlamak için sonlu deformasyon teorisinden kavramlar kullanılmalıdır. Bu kısımda, sürekli ortam (continuum) mekaniğinde sonlu deformasyon ve kavram modellemede temel kavramlara genel bir bakış sağlanacaktır.

2.2.1. Sürekli Ortam Mekaniği

Deforme olabilen malzemenin analizine sürekli ortam mekaniği kavramını uygulamak için, sürekli bir ortam kavramı uygulanmalıdır. Özellikle, malzemenin moleküler yapısı, sürekli ortam mekanik analizlerinde ihmal edilebilir. Aslında, sürekli ortamda herhangi bir aralık veya boş alan olmayabilir. Tüm matematiksel fonksiyonlar, bölgeleri ayıran iç kısımlar hariç, teoride sürekli ortam olarak kabul edilebilir [Weiss, J.A. and Gardiner, J.C., 2001]. Bu kabullerle, malzemedeki, bir noktadaki gerilme kavramı, nokta herhangi bir hacim kaplamadığında, düzgün tanımlanır. Sürekli ortam kabulü hepsinde olmasa da birçok mühendislik uygulamasında geçerlidir. Geçerli olmadığı duruma genel bir örnek yorulma çatlak oluşum analizi olacaktır.

Deforme yapılandırılmada x , parçacığı temsil ederken; referans yapılandırılmada X , parçacığın konumunu temsil eder. $f=x(X)$ deformasyonu, kapalı sınırlı R_0 bölgesinin içinde bulunduğu başka kapalı $R=f(R_0)$ bölgesine eşleşir. Deformasyon eğimi (gradyan) F , şu şekilde tanımlanır:

$$F(X) = \nabla f = \frac{\partial x}{\partial X} \quad (2.1)$$

deformasyon Jacobien' i

$$J = \det \mathbf{F} = \left(\frac{\rho_0}{\rho} \right) \quad (2.2)$$

ρ_0 ve ρ , sırasıyla, referans ve geçerli malzeme yoğunluklarıdır. Fiziksel olarak J, bir malzeme noktasındaki bir homojen deformasyon için, deforme olmamış hacmin deforme olmuş hacme bir oranıdır. Sıkıştırılmayan bir malzeme için tüm uygun deformasyonlar için $J=1$ ' dir. Sağ ve sol Cauchy-Green nicelikleri sırasıyla,

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} \quad \text{and} \quad \mathbf{B} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T \quad (2.3)$$

Bu nicelikler, rijit vücut dönmesinin bağımsız ve yumuşak dokular için kapsamlı model geliştirmenin esas biçimi olan malzeme geriniminin ölçülmesini sağlarlar.

Gerilme ve Gerinim Kavramları

Sonlu deformasyon teorisinde, gerilme ve gerinimin (birim uzama) farklı ölçüleri referans kurulumuna yetecek miktarda yada deforme kurulumuna bağımlı kullanılır. Gren-Lagrange genleme kavramı, gerinimin referans kurulumuna işaret ediyorsa kullanılır:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{F}^T \mathbf{F} - \mathbf{1}) = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{1}) \quad (2.4)$$

1, özdeşlik kavramı olarak kullanılır. Büyük deformasyonları doğru biçimde tanımlayan tüm gerinim kavramlarında olduğu gibi, rijit vücut hareketinde $\mathbf{E}=0$ dir.

Deformasyon küçük düşünüldüğünde, denklem 2.4 sonsuz küçük gerinim niceliğine düşürebilir:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\mathbf{F} + \mathbf{F}^T - \mathbf{21}) \quad (2.5)$$

E, sonlu ve sonsuz küçük gerinimin her ikisi için ölçülen tam bir sonuç sağlarken; ε , sadece sonsuz küçük gerinimler için (%1 den küçük) kesin bir gerinim yaklaşımı ölçüsüdür. Şunu da belirtmek gerekir ki rijit vücut hareketinde $\varepsilon \neq 0$. Rijit bir dönüş, gerinme niceliği tarafında ölçülen bir gerinmeye neden olacaktır. Bu, $F=RU$ deformasyon gradyanının kutupsal ayrıştırılmasından kolaylıkla ispatlanabilir (R malzeme noktasının rijit bir dönmesini gösterir).

Cauchy gerilimi, T , bozulmuş veya θ andaki yapılanmaya uygulanan kuvveti olarak tanımlanır. Ne yazık ki, büyük deformasyonlar için bozulmuş yapılanma genellikle bir öncelik olarak tanınmaz. Yaygın olarak kullanılan iki ölçü birinci ve ikinci Piola-Kirchoff gerilim tansörleridir (nicelikleridir). Bunlar sırasıyla şöyle tanımlanırlar:

$$P = JF^{-1}T \quad (2.6)$$

$$S = JF^{-1}TF^{-T} = PF^{-T} \quad (2.7)$$

Mühendislik gerilmeleri için genellikle tercih edilen birinci Piola-Kirchoff gerilimi, her birim yüzey alanın ölçüldüğü referans yapılanmasındaki eksene normal durumdaki yüzeydeki güncel yapılanmadaki kuvvet bileşenidir. P bileşeni deneysel olarak doğrudan hesaplanabilir. Ne yazık ki, P simetrik değildir. S gerilim tansörü simetrik ama direkt bir fiziksel açıklaması yoktur. S , P ' den daha yaygın olarak kullanılır çünkü Gren-Lagrange gerilim tansörü E ile kuvvetli biçimde eşleniktir.

2.2.2. Temel Modelleme

Deformasyon gradyanı, deformasyon oranı, sıcaklık ve basınç gibi kinematik değişkenlerdeki gerilimin bağlı olduğu özelliklerle ideal malzemelerin mekanik davranışları tanımlamak için temel denklemler kullanılır. Bir malzemedeki diğerini ayırt etmekte kullanılabilirler ama boyutsal homojenliğe uyacak ve koordinat sistemi seçiminden bağımsız olacak biçimde tanımlanmalıdırlar. Temel denklemler ayrıca, referansın gözlenen yapısının değişimi altında sabit kalan temel denklemlerin yer

aldığı Malzeme Yapısından Bağımsız İlkeler (Principle of Material Frame Indifference) uymak zorundadır. Bu ilkeler, bir malzemede gerilimle değişmeyecek rijit vücut hareketleri sağlar. Bundan sonraki adımda malzemeleri davranışlarına ve bileşimlerine göre sınıflandırılması belirtilecektir. Buna bir katkıyı örnek gösterirsek, malzemenin elastik veya viskoelastik, izotropik veya anizotropik, lineer veya non-lineer ve homojen veya heterojen olduğunu içerecektir. Sonra da kinematik miktarlar ve gerilimler arasındaki ilişkiyi geliştirmek için uygun teorik yaklaşım seçilecektir [Weiss, J.A. and Gardiner, J.C., 2001].

2.2.2.1. Hiperelastisite

Elastik bir malzeme için, herhangi bir noktadaki gerilim, ancak o noktadaki F deformasyon gradyanının bir fonksiyonu olarak tanımlanır. Gerilimdeki bir değişim sadece yapılanmadaki değişime karşılık olarak artar, ve malzeme, yapılanmadaki değişimin zaman ve boşlukta arttığı durumlarla ilişkili değildir. Hiperstatik bir malzeme için, yukarıdaki tanımlama uygundur, ve ayrıca her bir X noktasında türetilen gerilimin sayısal bir fonksiyondur. Bu sayısal fonksiyon, deformasyon gradyanına göre tanımlanabilen W yüklü enerji veya gerinim enerji fonksiyonudur:

$$W = \tilde{W}(F) \quad (2.8)$$

W gerinim enerjisi, malzeme yapısından bağımsız ilkelere uymak zorundadır. Bu ilke gerinme enerji fonksiyonunun değerini değiştirmeyecek rijit vücut hareketlerini sağlar. Sonuç olarak, W şu biçimde ifade edilebilir,

$$W = \tilde{W}(C) \quad (2.9)$$

İkinci Piola-Kirchoff gerilmesi, doğrudan gerinme enerjisinden türetilir,

$$S = 2 \frac{\partial W}{\partial C} \quad (2.10)$$

Hiperelastiklik, biyolojik yumuşak dokular için temel denklemlerin formülasyonu için uygun bir yapı sağlar çünkü büyük deformasyonlar ve anizotropik

koşullara olanak sağlar. Ayrıca plastik, vizkoelastik, poroelastik ve hasar mekaniği gibi diğer malzeme davranışlarına kolaylıkla uyarlanabilir [Weiss, J.A. and Gardiner, J.C., 2001].

Malzeme simetrisi, C 'ye bağlı gerinim enerjisi yönünden sınırlar. Özellikle, malzeme simetri grubundaki bir elemanın herhangi bir ortogonal dönüşümü, deformasyon öncesi malzemeye uygulandığında gerinim enerjisini değiştirmeden bırakır. Örnek olarak; malzeme izotropik olarak düşünüldüğünde, simetri grubu, uygun ortogonal dönüşümlerin tam bir bütününden oluşmaktadır. İzotropik bir malzeme için, W , C 'nin üç temel sabitiyle C ye bağlı olabilir:

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (2.11)$$

$$I_1 = \text{tr } C \quad I_2 = \frac{1}{2}[(\text{tr } C)^2 - \text{tr } C^2] \quad I_3 = \det C \quad (2.12)$$

'tr' tansörün işaretini belirtmektedir. İzotropik hiperelastik malzeme, gerinimin büyüklüğü hususunda uygun kabuller olduğunda lineer elastikliği azalır.

2.2.2.2. Elastisite Tansörü

Bir malzemenin bilinen yapılandırmasından küçük yer değiştirmeler, malzeme modelinin tanjant davranışıyla yönetilir. Matematiksel olarak, elastisite tansörü, malzeme yapılandırılmasında veya gerilme tansörünü etkileyecek gerinim durumundaki sonsuz küçük değişimin nasıl olduğunu tanımlar. Bununla birlikte genel olarak elastik tansör kelimesi, elastik veya elastik olmayan herhangi bir malzeme için tanımlanır. Non-lineer (lineer olmayan) FE analiz için, çözüm işlemi genellikle, bir malzemenin gerilim alanı ve artımsal uygulanan kuvvetler arasında bir denge sağlayan bir denge durumuna yakın olan bir yapılandırma için araştırmayla meydana gelir. Bu durumda, elastisite tansörü iteratif (artımsal) çözüm işleminde önemli bir rol oynar.

Hiperelastik bir malzeme için, ikinci elastisite tansörünün malzeme türü, uygun bir Cauchy-Green deformasyon tansörü ile ilgili gerinme enerjisinin ikinci türevinden çıkarılır:

$$\mathbf{C} = 4 \frac{\partial^2 W}{\partial \mathbf{C} \partial \mathbf{C}} = 2 \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.13)$$

Dikkat edilmesi gereken şudur ki, C tansörünün 4. dereceden bileşeni sabit değildir, ama genelde C' nin bir fonksiyonu olarak sıklıkla değişir. Bu tansör, referans yapılandırılmada izotropik bir hiperelastik malzeme için tanımlanırsa, elastisite tansörünün, sonsuz küçük ε gerinme tansörü ve σ mühendislik gerilesi arasındaki ilişkiyi tanımlamak için lineerleştirilmiş elastisite teorisinde kullanılan elastisite tansörü biçimine getirilmesi yukarıda görülmektedir. Elastisite tansörü için benzer analitik ifadeler diğer temel modellerden türetilir.

2.2.2.3. Malzeme Seçimi

Organik dokuların özellikleri biyomekanik alanında aktif biçimde kullanılmaya başlamış ve canlı doku içindeki ve canlı organ dışındaki deneylerde elde edilen gerilme-gerinme verilerine bağlı birçok model geliştirilmiştir. Bununla birlikte, ölçme teknolojisinin kısıtlı olmasında dolayı, bu modeller tam olarak geçerli değildir.

Bununla birlikte, biyolojik dokuların çoğu hakkında bazı önemli özellikler bilinmektedir. Bu özellikler: 1) sıfır hacimde sonsuz enerji, 2) yüksek non-lineer gerilme-gerinim ilişkisi, ve 3) anizotropi. Sonraki kısımda malzemelerin modellenmesinde kullanılan bazı yaklaşım modelleri verilmiştir [Gentaro, H. (2002)].

2.2.2.3.1. Money-Rivlin Malzeme Modeli

İlk model elastik potansiyel denklemi aşağıda görülen Money-Rivlin malzeme modelidir.

$$W(I_1, I_2, I_3) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + a(I_3 - 1) - (C_1 + 2C_2 + a) \ln I_3 \quad (2.14)$$

C_1 ve C_2 katılık sabitleridir. a sıkıştırılabilirliği belirler. Bu model, farklı kauçuk ve nesnelere göre lineer gerilme-gerinim eğrisinden oluşturulan deneysel verilere bağlıdır. Sabit terim (hareketsiz şekildeki enerji) sıfır seçilir. Bu seçim fiziksel olarak bir ifadeye sahiptir fakat deneysel olarak bu enerji tam bir değer olarak ölçülemez. Pratikte gerilme formülünü elde etmek için elastik potansiyel enerji kullanılır. Bundan dolayı denklem (2.14) şu şekilde basitleştirilir:

$$W(I_1, I_2, I_3) = C_1 I_1 + C_2 I_2 + a I_3 - (C_1 + 2C_2 + a) \ln I_3 \quad (2.15)$$

Denklem (2.10) düzenlenirse, ikinci Piola-Kirchhoff gerilmesi aşağıdaki ifadeyle elde edilir.

$$S = 2C_1 I_1 + 4C_2 C - (2C_1 + 4C_2 + 2a(1 - J^2)) C^{-1} \quad (2.16)$$

2.2.2.3.2. Veronda Malzeme Modeli

Biyolojik dokular genellikle yüksek dereceden non-lineerlik ile tanımlanırlar: katılık (modül), gerildiklerinde çarpıcı bir biçimde artmaktadır. İkinci model, Veronda malzeme modeli, nonlineeriteyi üsteli bir fonksiyon olarak tanımlar,

$$W(I_1, I_2, I_3) = \alpha \exp(\beta(I_1 - 3)) - \alpha \beta / 2 * I_2 + a I_3 - \ln I_3 \quad (2.17)$$

α tüm katılıkları kontrol ederken, β ise katılık artış oranını yönetir. Malzeme için ikinci Piola-Kirchhoff gerilmesi,

$$S = 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} I + 4 \frac{\partial W}{\partial I_2} C + 2J^2 \frac{\partial W}{\partial I_3} C^{-1} \quad (2.18)$$

Denklemden aşağıdaki ifadeleri kullanarak,

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial W}{\partial I_1} = \alpha\beta \exp(\beta(I_1 - 3)) \\ \frac{\partial W}{\partial I_2} = -\frac{\alpha\beta}{2} \\ \frac{\partial W}{\partial I_3} = a - a\frac{1}{I_3} \end{array} \right. \quad (2.19)$$

denklemini şu şekilde elde ederiz:

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= 2(\alpha\beta \exp(\beta(I_1 - 3)))\mathbf{I} - 2(\alpha\beta)\mathbf{C} + 2J^2 \left(a - a\frac{1}{I_3} \right) \mathbf{C}^{-1} \\ &= 4\alpha\beta \exp(\beta(I_1 - 3))\mathbf{I} + 4\alpha\beta\mathbf{C} + 2a(J^2 - 1)\mathbf{C}^{-1} \end{aligned} \quad (2.20)$$

2.2.2.3.3. Fiber Takviyeli Malzeme Modeli

Non-lineerliğe ek olarak, bazı dokular mikroskobik fiber yapılarından dolayı anizotropik özellik gösterirler. Fiber takviye modeli,

$$W(\mathbf{C}) = \alpha \exp(\beta(\lambda_f^2 - 1)) - \alpha\beta\lambda_f^2 \quad (2.21)$$

$\lambda_f^2 = \mathbf{d}_f^T \mathbf{C} \mathbf{d}_f$ ifadesi, fiberin \mathbf{d}_f yönü boyunca fiber esnemesini; ve α ve β ise Veronda modelindeki malzeme sabitleriyle aynı değerleri ifade etmektedir. Sadece bu model ile, malzeme tek bir yöndeki esnemeye duyarlıdır, ama gerçek fiberli malzemeler sadece fiberleri içermez aynı zamanda bir maddesel kısımda içerir. Bundan dolayı bu model, daha gerçekçi bir yaklaşım oluşturmak için Veronda ve Money-Rivlin Malzeme Modelleri gibi diğer izotropik modellerden biri ile desteklenmelidir.

2.2.2.3.4. Fung'un QLV Modeli

Non-linear viskoelastik davranış çok genel bir yapıda modellenenbilir. Malzeme özelliklerine uygun genel bir yapı oluşturularak özellikle yüksek değişkenli biyolojik dokular için kullanışlı bir model oluşturulabilir. Yumuşak dokulu yapıların malzemeleri için genel olarak kullanılan yaklaşımlardan biri Fung' un quasi-lineer viskoelastik (QLV) modelidir: birçok dokuya uygun bir quasi-lineerlik sınıfı tanımlamış, bu da model oluşturulmasını basitleştirmektedir [Nekouzadeh et al, 2007].

Fung'un QLV modelinde gerilme, integralin lineer bir katıyla hesaplanır:

$$\begin{aligned}\sigma(t) &= \int_{-\infty}^t g(t - \xi) \frac{d\sigma^{(e)}(\varepsilon(\xi))}{d\xi} d\xi \\ &= \int_{-\infty}^t g(t - \xi) \frac{d\sigma^{(e)}(\varepsilon)}{d\varepsilon} \frac{d\varepsilon(\xi)}{d\xi} d\xi\end{aligned}\quad (2.22)$$

σ tek eksenli bir gerilme; ε gerinim; $g(t)$, başlangıç değeri ($g(0)=1$) olarak tanımlanmış azaltıcı bir gevşeme fonksiyonu; ve $\sigma^{(e)}(\varepsilon)$, 'elastik gerilme' olarak adlandırılmış bir gerilme fonksiyonudur. Non-lineerlik $d\sigma^{(e)}(\varepsilon)/d\varepsilon$ elastik tanjant katılık terimini içerir ve $g(t)$ farklı malzemeleri modellemek için seçilebilir. $g(t)$ ' nin genel bir seçimi $g(t)=a_0+\sum_i a_i e^{-t/\tau_i}$ dir. Her bir τ_i zaman sabitlerinin normalleştirilmiş a_0 ve a_i yay sabitleriyle sönümleyici ve yayın bir dizi kombinasyonu olarak ilişkilendirilmiştir. Fung, $S(t)$ zaman sabitine uygun bir sürekli ortam spektrumu tanımlamıştır:

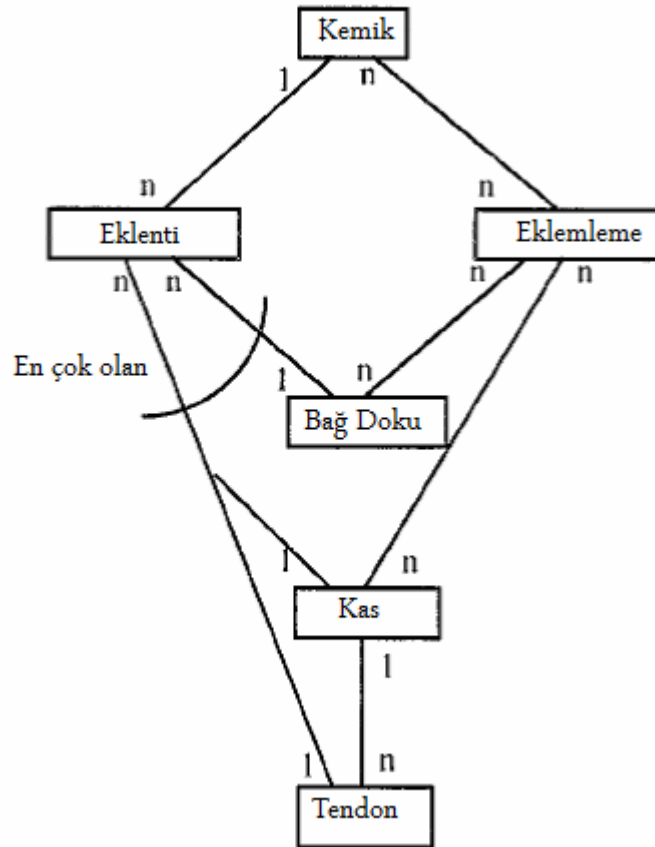
$$g(t) = \frac{1 + \int_0^{\infty} S(\xi) e^{-t/\xi} d\xi}{1 + \int_0^{\infty} S(\xi) d\xi}\quad (2.23)$$

Fung, lastiklerin viskoelastikliğini tanımlayan bağımsız $S(\tau)=c/\tau$ değişkenini kullanmıştır. Fung' un QLV modeli, geçmiş yükleme durumuna bağımlılığının, modeli ayarlamak için çizgiselliğin faydalarını koruyan, örnek tahminleri birleştiren ve Fourier ve Laplace alanında anlamlı analize izin veren çizgisel bir kıvrım

bütününde elde edilebildiği durumlara duyarlı bir quasi-lineerdir [Nekouzadeh et al, 2007].

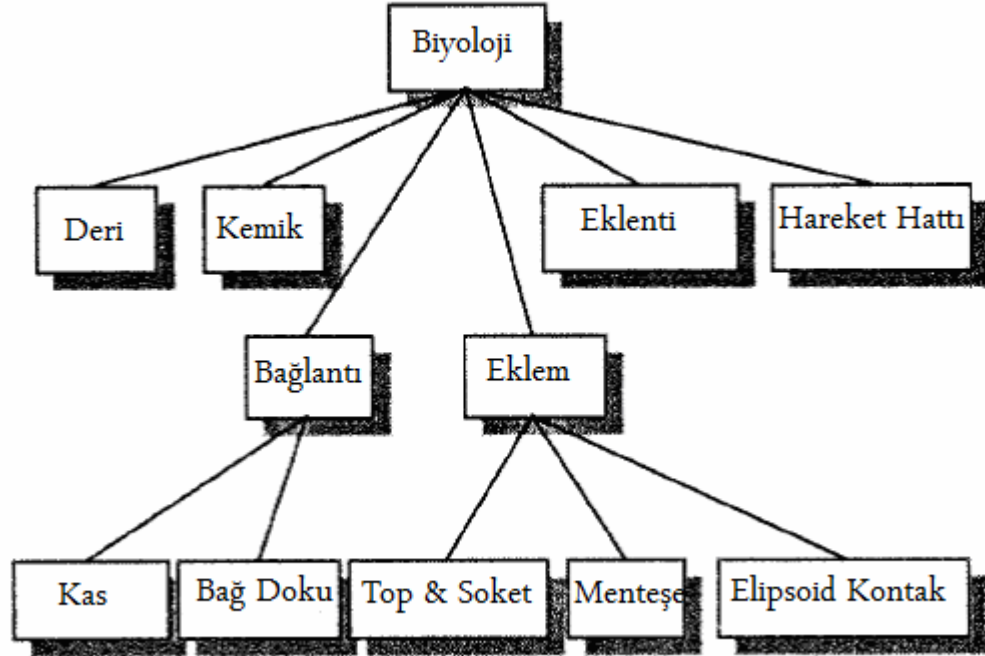
2.3. Topolojik Modelleme

Topoloji burada, verilmiş vücut parçası için (örneğin; bacak) anatomik öğelerin bir 3D bağlayıcılık grafiği olarak tanımlanır. Elemanların bağlayıcılığı bakımından topolojik ilişkisi şekil 2.3' de gösterildiği gibi çizilebilir. İki farklı elemanı bağlayan yayda görülen sayı, iki elemanın bağlantılı olduğu durumda, ilişkinin esasını gösterir. Örneğin, kemik ve ek arasında, kemik için birçok referans(n) imkanı vardır; oysa ki bir ek için, kemiğe bağlantılı(1) tek bir referans vardır [Thalman and Cordier, 2000].



Şekil 2.3- Elemanların hiyerarşik ilişkilendirilmesi [Thalman and Cordier, 2000].

Veri yapısı için, nesne-yönlü metodoloji, her elemanın özetle gerekli bilginin geometrisi ve fiziksel özellikleri olduğu bir sınıf gibi düşünüldüğü yerde kullanılır.



Şekil 2.4- Kalıtım sınıfı [Thalmann and Cordier, 2000].

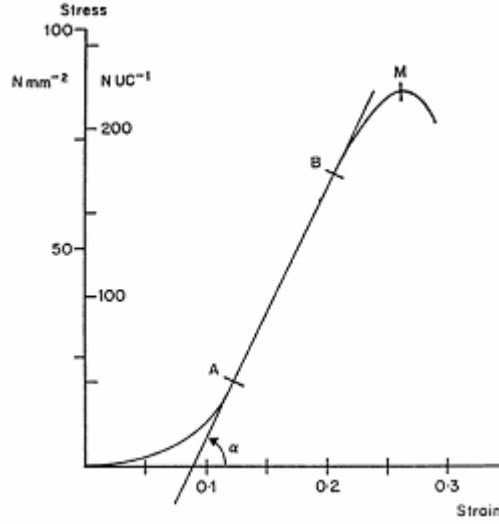
Sınıf tipinin elemanına ulaşmak ve idare etmek için genel görevleri kapsayan bir üst sınıf 'Biyoloji' vardır. Kemik ve kas gibi tüm özgül elemanlar 'Biyoloji' sınıfının türetilen sınıflarıdır. 'Biyoloji' sınıfı, modellenen bir uzuv gibi (kol, bacak) vücudun genel bir parçasını tanımlamak için düşünülmüştür. Bir vücut parçası için iki bileşen vardır: biyolojik elemanların topolojisi ve hiyerarşisi. Topoloji, tüm topolojik öğeleri için referans ve birbirleriyle ilişkileri içerir; hiyerarşi ise, biyolojik elemanların hiyerarşik bilgisini tanımlar. Kemikler gibi elemanlar için hiyerarşik ilişkiler, bir vücut parçasındaki elemanların hareketleri için gerekli sınırlamaları sağlar. Örneğin bir kol için, omuz hareket ettiğinde, hiyerarşik olarak altındaki diğer kemikler (humerus-kol kemiği, radyo ulna-dirsek kemiği) hareketi takip eder.

Bundan sonraki bilgiler, ilgilenilen çeşitli elemanlar hakkında bazı tanımlamalar sunar.

2.3.1. Yumuşak Dokular

Yumuşak dokular, esneyebilme kabiliyeti ve düşük mekanik özelliklerinden dolayı kemik gibi diğer vücut dokularından ayrı olarak ele alınmalıdırlar. Bu, bağlayıcı dokular, kaslar organlar...vb. gibi vücut elemanlarını kapsamaktadır. Bu kısımda, iskelet kasları, tendonları bağ dokular ve deri gibi yumuşak dokuların mekanik özellikleriyle ilgilenilecektir. İskelet kasları, iskeletin hareketinde kuvvet oluşturmak için sorumludurlar; tendonların rolü, kemiklere hareket iletmektir; oysa eklemlerin kararlılığını kullanmak ve onların hareket sahalarını sınırlamaktadır. Bağların diğer görevleri arasında deri ve iç organları destekler ve geniş bir hareket alanı oluşturmaya müsaade ederken onları yaralanmada da korur [Wu and Heng, 2005].

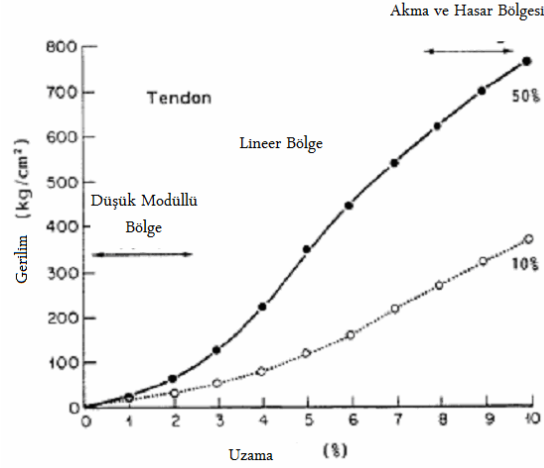
Non-linear Elastisite. Yumuşak dokuların ana özellikleri onların non-linear esneklikleri olarak özetlenebilir. Kwan şu olguyu tanımlamıştır: ” Tek eksenli gerilim altında paralel-lifli kollajen dokular, başlangıçta düşük bir katsayı, katsayıyı kademeli arttıran orta bir bölge, nispeten sabit kalan katsayının maksimum bir bölgesi ve tam bir doku kopması meydana gelmeden önceki katsayı azaltan son bölge tarafında tanımlanan non-linear bir gerilim-gerinim ilişkisi sergiler. Düşük katsayı bölgesi normal olarak gevşemiş bir dokuda var olan kollajen lifçiklerinin dalgalanmalarının kaldırılmasına neden olur. Lifçiklerin gerilmeye ait yüke direnmeye başladığı gibi doku katsayısı artar. Bütün lifçiklerin, gergin oldukları ve yüklendiği zaman doku katsayısı maksimum bir değere ulaşır ve ondan sonra, gerilme stresi artan gerinilme birlikte lineer olarak artar. Daha fazla yüklemeye lifçik grupları hasara uğramaya başlar, katsayıdaki azalma sonucunda tam bir doku kopması meydana gelir.“ Gerilmeye ait tipik bir eğri aşağıdaki şekilde görülmektedir [Maurel, 1999].



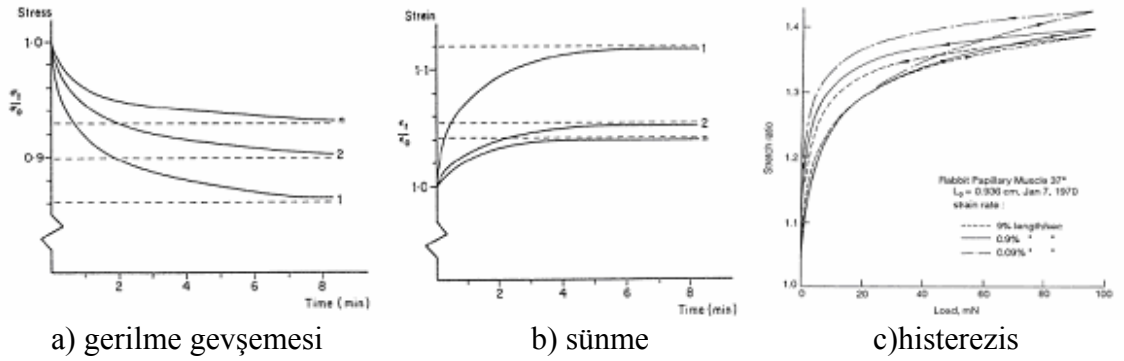
Şekil 2.5- Yük-uzama eğrisi [Maurel, 1999].

Pratik bir bakış açısından, eğrinin ilk kısımları, onların kendisinde dokunun, genellikle fonksiyonları olduğu fizyolojik orana uygun olduklarından itibaren kullanışlıdır.

Viskoelastisite. Yukarıda anlatılan, statik durumda gerilim ve gerinim arasındaki ilişkiyi gösterir. Yine de dengeye ulaşılmadığında, canlı dokuların mekanik davranışında geçmiş-bağımlı bir bileşen olur. Dinamik genişleme ölçüldüğünde, gerilme değeri, aynı gerinim değeri için denge durumundakinden daha yüksek görülür (Şekil 2.6). Bir doku aniden genişler ve yeni uzunluğunu sürdürürse, gerilme zamana bağlı olarak aşamalı bir biçimde azalır. Bu olgu 'gerilme gevşemesi' olarak adlandırılır (Şekil 2.7.a). Doku aniden sabit bir gerilime maruz kaldığında, bu uzatma hızı denge konumuna kadar zamanla azalır. Bu olgu 'sünme' diye adlandırılır (Şekil 2.7.b). Periyodik yükleme altında gerilme-gerinme eğrisi, yükleme ve yük boşaltma eğrilerine uygun iki ayrı yol gösterir. Bu olay 'histerezis(gecikme)' olarak adlandırılır (Şekil 2.7.c). Genel bir ifade olarak, herhangi bir zamandaki gerilim, sadece o andaki gerilime bağlı olmaz aynı zamanda deformasyonun geçmişine de bağlı olur. Tüm canlı dokular için gözlenen bu mekanik özellikler viskoelastisite diye adlandırılan fiziksel olayların ortak özellikleridir [Maurel, 1999].



Şekil 2.6- Sıralı oran etkisi [Maurel, 1999].



Şekil 2.7- Viskoelastik davranışlar [Maurel, 1999].

2.3.2 Kemik

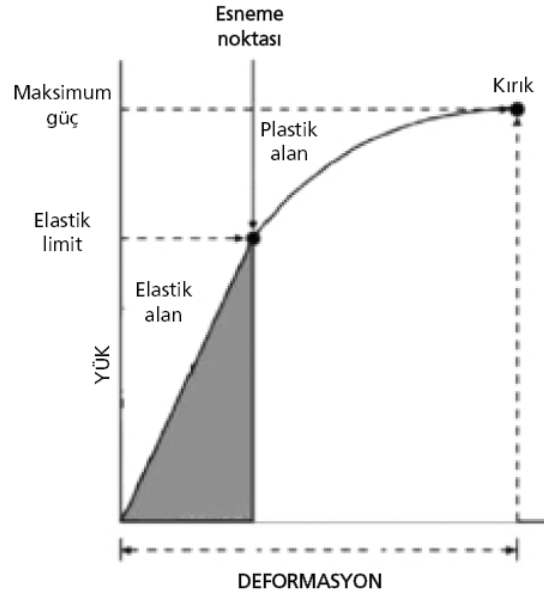
İskelet sistemi iç organları koruyan, sağlam bir kinematik link oluşturan, kaslara yapışma yeri sağlayan ve bu sayede vücut hareketini destekleyen bir yapıdır. Kemiğin biyomekaniği de bu kompleks görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. Uzun süre devam eden aşırı yüklenme ya da düşük yüklenme mutlaka kemik yoğunluğunu değiştirir.

Kemik, kortikal ve kansellöz olmak üzere iki bileşenden oluşur. Kemiğin mekanik özellikleri incelenirken daha çok kortikal kemik referans olarak alınmaktadır ve kansellöz kemik daha az dikkate alınmaktadır. Kansellöz kemiğe ait değerler kortikal kemiğe ait olanlara göre oldukça düşüktür. Örneğin elastik mod.

(kortikal)= ~17 GPa, elastik mod. (kansellöz)= ~350 MPa dır. Hem kortikal hem de kansellöz kemik anisotropiktir. Yani içlerindeki kollagen liflerinin dizilimi farklı yönlerde olduğu için, farklı yönlerden gelen yüklenmelere farklı cevaplar verirler.

Kortikal kemik kansellöz kemikten daha serttir. Yani daha fazla strese karşı koyabilir ama strain i daha azdır. Kortikal kemiğin kırılması için orijinal uzunluğunun %2 sinin aşılması yeterli iken, kansellöz kemikte bu oran %7 dir. Genel olarak erişkin kortikal kemiği kompresif güçlere karşı tansiyondan daha fazla dirençlidir ve tensil güçlere karşı makaslama güçlerinden daha fazla dirençlidir.

Kırık, biyomekanik açıdan kemiğin yapısal yetersizliği olarak tanımlanabilir. Yetersizlik, kemiğe uygulanan yüklerin kemiğin yük kapasitesini aşması sonucu oluşur. Kemiğin yük taşıma kapasitesi; geometrisine (şekil boyut ve kütesinin dağılımı), materyal özelliklerine (doku özellikleri) ve uygulanan yükün yönü ve büyüklüğüne bağlıdır. Kemik kırılma eğrisinin doğasını anlamak için yapısal mekanik davranış ile materyal mekanik davranış ile materyal mekanik davranış arasındaki farkları bilmek önemlidir. Yapısal mekanik davranış kemiğin şekline, boyutuna ve doku özelliklerine bağlı iken materyal mekanik davranış sadece kemiğin doku özelliklerine bağlıdır. Herhangi bir fiziksel aktivite sonucu kemiğe uygulanan yükler, yapısal mekanik davranışın sonucu olarak kemikte deformasyona neden olur. Yük-deformasyon grafiğinin karakteristiği, kemiğin hem şekline hem de doku özelliklerine bağlıdır. Esneme noktasına kadar yük ve deformasyon arasında lineer bir ilişki (elastik bölge) vardır. Bu noktadan sonra yük deformasyon eğrisi azalır (plastik bölge). Elastik bölgede yük kaldırıldığında kemik eski şekline geri dönerken plastik bölgede kemikte meydana gelen mikro hasar kalıcı deformasyona neden olur. Kemik elastik dönem boyunca yapılan yüklemenin 6 katını plastik bölgede karşılayabilir. Yükler arttırılarak uygulanmaya devam eder ve kemik yetersizlik noktasına ulaşırsa kırık ortaya çıkar. Yük-deformasyon eğrisinde, elastik bölgenin eğimi kemiğin sertliğini gösterir (Şekil 2.8) [Günaydın ve Karatepe, 2007].



Şekil 2.8- Eğilme yüklenmesinde kemiğin standart yük-deformasyon eğrisi. Eğriden elde edilen dört temel mekanik özellik; güç sertlik, enerji absorbe edebilme yeteneği ve deformasyon [Günaydın ve Karatepe, 2007].

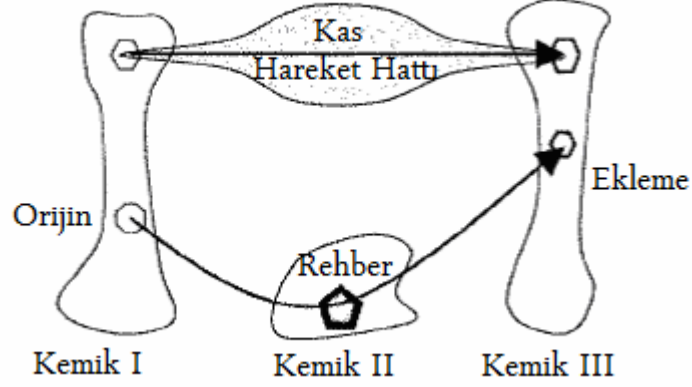
2.3.3. Ekleme

Ekleme, bir veya daha çok kemik, bir veya daha çok kas yada bir veya daha çok bağ ile bağlantısallığı hakkında bilgi içerir. Dolaylı olarak, üç dik eksen ve tek merkezli bir eksen yapı olarak temsil edilir. Ekleme, iskelet hareketinde çok önemli bir rol oynar. Ekleme için kullanılan referans kemik ‘kaptan’ olarak adlandırılır.

2.3.4. Eklenti

Bir eklenti, kemiğe ekli bağlantının ‘ne’ ve ‘nerede’ olduğu bilgisini sağlar. Böylece, kemik, kas, tendon ve/veya bağdoku hakkında bilgi içerir. Eklenti, bağlantının bağlandığı yerdeki kemiğin üçgenler/çokgenlerinin toplanması olarak tanımlanır. Ayrıca eklentinin noktası ve tipini (orjin, kesişim, kılavuz, hiçbirisi) içerir. ‘Orjin’ bağlantının nerede başladığını, ‘Kesişim’ nerede sonlandığıyla alakalıdır. ‘Kılavuz’ ise aradaki kemik eklentisi(leri) tarafında maruz kalınan kısıtlamalar

anlamındadır. Şekil 2.9, iki kemik için eklemleri gösterir. Eklenti için geometrik referans kendisiyle etkinlik oluşturduğu kemiktir.



Şekil 2.9- Eklemler [Thalmann and Cordier, 2000].

2.3.5. Bağlantı

Bir bağlantı, eklenti boyunca kemiğe bağlı bir tür eleman olarak tanımlanır. Bağlantı, kas, bağdoku veya tendon olabilir. Kas, aslında, hareket için güç ve kuvvet verir; bağdoku, eklem hareketinin (artikülasyon) sınırı için bir kontrol sağlar; ve tendon, kas ve kemiğin iletim ağıdır. Her bağlantı tipi kendi karakteristiklerine sahip olabilir. Örneğin; kas, kuvvet yönünü gösteren eklenti noktasında tanımlanan bir yön ve bir takım noktanın oluşturduğu bir takım yay olarak tanımlanır. Şeklin gerçek geometrisi, ayrıca kemiklerde olduğu gibi, yüzey modellemeyle elde edilebilir.

2.3.5.1. Bağ ve Tendonlar

Temel olarak bütün bağ dokusu kollajen liflerden oluşur. Tendonların geometrisi bağdokulara göre daha homojendir. Tendonlardaki kollajen lifleri, lineer tek yönlü çekiş gücüne karşı koyabilmek için paralel uzanırlar. Fakat bağdokular çeşitli yönlerden üzerlerine gelen tansiyona karşı koyabilmek için homojen olmayan bir kollajen dizilimine sahiptir.

İskelet bağ dokuları, kemikler ile eklemleri karşılıklı olarak bağlayan lifli bağlayıcılar boyunca kısa aralıklıdırlar. Mekanik işlevleri olağan eklem hareketini yönlendirmek ve olağandışı hareketleri de kısıtlamaktır. Bu işlevler, bağlayıcı eklem yüzeylerinin geometrisiyle ve iskelet ve tendonlara (musculoskeletal) ait kuvvetlerle desteklenirler. Bağ dokular, kısıtlayıcı olağandışı eklem hareketlerindeki rollerini uygularken aşırı strese maruz kalabilir ve aşırı yüklendiklerinde hasar görebilir veya tamamıyla kesilebilirler. Aşırı uzama veya kopma, birçok aktivitede büyük eklem kararsızlığıyla sonuçlanabilirler. Eklem kararsızlığı, eklem kinematiğini ve yük dağılımını değiştirebilir ve diğer bağlar ile musculoskeletal dokuların yaralanmaya eğilimlerini artırır.

Bağdokular gerilmeye karşı direnç oluşturan yapılardır. Bu özellik gerilme&deformasyon ilişkisi ile incelenebilir. Bağdokuların davranışı mekanik olarak 3 aşamada incelenir. Yük altında değilken gevşek duran kollajen lifleri herhangi bir gerilme direnci gösteremez. Bu evre lifler geometrik olarak düz hale gelene kadar devam eder. İkinci aşama nötral evredir. Hala belli bir direnç söz konusu değildir. Üçüncü aşamada lifler tansiyon ile uzamaya zorlanır ve direnç gelişir. Yük devam ederse pek uniform olmayan bir şekilde, bağdokusunun yırtılmasına kadar giden bir direnç azalması eğrisi oluşur.

Tek bir kollajen lifi için anlatılan bu özellik tüm liflerde belli bir sıra ile oluşarak bağdokusunun mekanik karakterini ortaya koyar. Farklı dizilim ve farklı istirahat uzunluğu olan liflerden oluşan bağdokulara göre daha homojen bir mekanik özellik görsek dahi; tendondaki lifler de yüklenme sırasında uzunlukları ve yüklenmeye karşı direnç gösterme sıralamaları ile farklılık gösterirler.

İskelet bağ dokuları, kemikler ile eklemleri karşılıklı olarak bağlayan lifli bağlayıcılar boyunca kısa aralıklıdırlar. Mekanik işlevleri olağan eklem hareketini yönlendirmek ve olağandışı hareketleri de kısıtlamaktır. Bu işlevler, bağlayıcı eklem yüzeylerinin geometrisiyle ve iskelet ve tendonlara (musculoskeletal) ait kuvvetlerle desteklenirler. Bağ dokular, kısıtlayıcı olağandışı eklem hareketlerindeki rollerini uygularken aşırı strese maruz kalabilir ve aşırı yüklendiklerinde hasar görebilir veya tamamıyla kesilebilirler. Aşırı uzama veya kesilme, birçok aktivitede büyük eklem kararsızlığıyla sonuçlanabilirler. Eklem kararsızlığı, eklem kinematiğini ve yük

dağılımını değiştirebilir ve diğer bağlar ile musculoskeletal dokuların yaralanmaya eğilimlerini artırır [Weiss and Gardiner, 2001].

Bağ doku mekanik özelliklerinin deneysel çalışmaları genelde teknik olarak zor, maliyetli ve hataya eğilimlidir. Bağ dokuların gerilme(stres) ve gerinim(strain) olayları homojen olmayan bir yapıdadır; hala az sayıda ayırık nokta ve homojen olduklarını farz etme arasındaki bu nicelikleri ölçmek için çaba harcanılmaktadır. Basınç ve temas alanları gibi diğer nicelikleri deneysel ortamda ölçmek son derece zordur.

2.3.5.2. Kas

Kas tabakası, yüzey formuna katkıda bulunan ana faktördür. Gerçekten, kaslar neredeyse vücudun toplam kütesinin yarısı kadardır ve iskelet ve derinin altındaki neredeyse tamamıyla doldurur. Üç tip kas olmasına rağmen, sadece iskelet kaslarıyla ilgileneceğiz. Çünkü diğer türler sadece yüzey formunu etkilerler [Aubel and Thalmann, 2001].

İskelet kasları kemiklerin hareketini üretir. Yapısal olarak karın(belly) olarak adlandırılan bir göbek kısmından ve çoğunlukla karından kemiklere bağlanan sinirli uçlardan(tendinous extremities) oluşur. Durağan kemiğe bağlantılı kısım orijin diye adlandırılırken, diğer uç eklenti diye adlandırılır. Ön tanımlamada, karın, elastik kasılabilir lif yığınlarından(fiberler) oluşur. Yığınlar dönüşte fascia diye adlandırılan tek bir muhafazaya sarılırlar. Karının lifleri tüm kasa temas oluşturmakla sorumludur. Tendonlar, oldukça elastik ileticiler gibi hareket ederler. Genelde, kas dokuları tendonlardan birkaç kat daha elastiktirler [Aubel and Thalmann, 2001].

İnsan vücudunda bulunan yaklaşık 700 iskelet kası farklı büyüklükteki boyuttadırlar. Bazı iskelet kasları (alt bacakta baldıra şekli veren gastrocnemius gibi) çok büyüktür. Diğerleri de çok küçüktür (göz kapağının kasları gibi). Kas şekilleri çokça değişir: bazı kaslar üç köşelidir (örneğin, deltoid), bazıları dikdörtgensel (örneğin; rectus abdominis) veya ikizkenar yamuk (örneğin; trapezius) olurlar. Genelde; kısa kaslar eklemlerin çevresinde gözlenirken (örneğin; branchialis)

ve büyük yassı kaslar sırtı kaplarken (örneğin; latissimus dorsi) uzun iğimsi kaslar (örneğin; quadriceps) başlıca, uzuvlarda bulunurlar. Sonuç olarak, biyolojik çeşitlilik, karınlarve tendonların sayısı ile ilgili olarak büyüktür: bazı kaslar çift başlıdır (örneğin; biceps brachii). Bacaktaki bazı kasların bir kenarortay tendon tarafından ayrılan ardışık karnı vardır: Bazen tendonlar eksik iken karnın dosdoğru kemiğe bağlanabiliyor. Bu büyük çeşitlilikten dolayı, elipsoit gibi tamamıyla basit modeller kas modelleme için uygun değildir. Sadece genel üçgen ağlar ve B-spline modelleri herhangi bir genelleme eksikliğinden sakınırlar.

Bütün kas dokuları iki temel özelliği ortaya koyarlar: i)boyunca kasılabilir ve kısalabilirler, ii)kasılmadan sonra gevşer ve önceki uzunluğuna geri döner. Anatomistler, iki tip kasılma tanımlarlar: izometrik kasılma (ölçütleri eşit olan-aynı uzunluk) ve izotonik kasılma (osmotik basınçları eşit olan-aynı kuvvette). İzotonik kasılmada karnın hacmi artar, böylece cildin şeklindeki etkisini artırır; halbuki kasların bağlandığı kemikler birbirlerine doğru çekildiklerinden kasların toplam uzunluğu kısalır. İzometrik kasılmada, karnının şekli değişir ama kasın uzunluğu değişmez, bundan dolayı iskeletsel hiçbir hareket oluşturulmaz. Çoğu uygulamanın performansı tipik olarak izotonik ve izometrik kasılmaların bir bileşimini gerektirir.

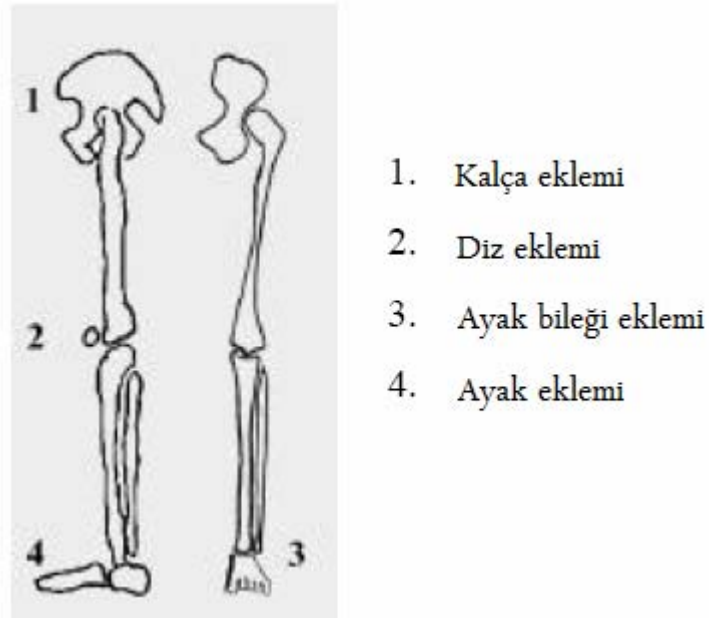
İki katmanda kası ayırırız: bir iskelet ve bir ağ yüzeyi. İskelet basitçe kasın hareket hatları ile tanımlanır (biyomekanik çevresi tarafından ifade edildiği gibi bir hareket hattı, sanal çizginin düz olup olmadığını ifade eder). Kas şeklinin deformasyonları tamamen, esneklik problemlerinin 3D doğasının, (bir kuvvet çizgisi) iğimsi kasları için 1D e azalttığını ve düz kaslar için 2D (birkaç hareket hattı) ima eden temelini oluşturan hareket hatları ile sürülür [Aubel and Thalmann, 2001].

2.3.6. Eklem

Eklem iki kemiğin, vücut bölümlerinin hareket edebilmesini sağlamak için, birleştiği kısma verilen isimdir. İnsan vücudundaki eklemlerin çoğu birçok değişik harekete müsaade eder. Temel hareket oluşturan eklemler göz önüne alınırsa üç ana grup altında toplanırlar; tek eksenli, iki eksenli ve çok eksenliler.

Tek eksenli bir eklem, bir eksende dönmeyi gerçekleştiren tek eksenli bir serbestlik derecesine sahiptir (Örneğin; parmaklardaki interphalangeal eklem). Çift eksenli eklemler iki eksende harekete müsaade eder (Örneğin; diz eklemi). Çok eksenli eklemler, kalça eklemindeki gibi dönme gerçekleştirebilen üç serbestlik derecesine sahiptir [Savenko et al, 1999].

Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi insan alt bedeninde dört önemli eklem vardır; kalça eklemi, diz eklemi, ayak bileği eklemi ve ayak eklemi. Bu eklemlerin tümü yürümek için önemlidirler [Savenko et al, 1999].

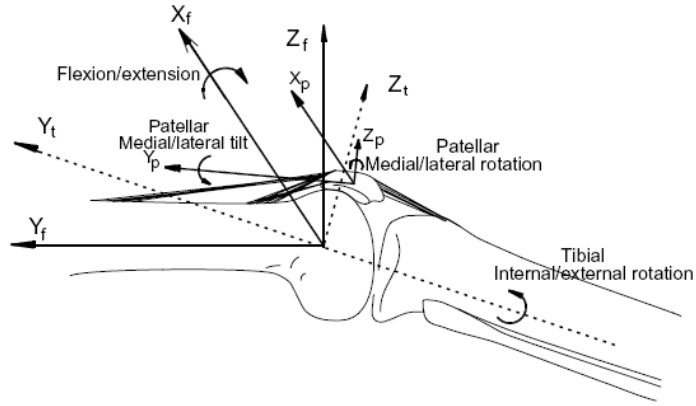


Şekil 2.10- İnsan vücudunun alt kısmının anterior (ön düzlem) ve lateral (yan düzlem) görünüşü [Savenko et al, 1999].

Diz eklemi kombine harekete ve dönme eksenini oluşturmaya iyi bir örnektir. Bir dönme eksenini kabul edilmesine rağmen, diz, mekanik karşılaştırılmalarıyla tamamen farklıdır. Kemiklerin karmaşık asimetrik yüzeyleri bağdokuların sistemi ekleminde komplike hareket üretir.

Dizinin asıl hareketi dönmedir. Bu hareket esas olarak sagittal (önden arkaya doğru) düzlemde mesafe alır, ama buna ilaveten ayrıca bir hareketi de söz konusudur. Bu dönmenin toplam miktarı tam bükülmeye ilişkin olarak yaklaşık 15°

dir [Savenko et al, 1999]. Dizin bükülme eksenini sadece eğimli olmamakla birlikte ayrıca hareket sırasında yer değiştirir.



Şekil 2.11– Femoral, tibial ve patellar koordinat sistemi [Lin et al, 2003].

Patellofemoral ve tibiofemoral hareket, femur, tibia ve patella üzerinde koordinat düzlemleriyle tanımlanmıştır. Eklem koordinat sistemi tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerdeki 3D dönmeleri açıklamak için kullanılmıştır. Tibiofemoral ve patellofemoral eklemler için, femurun X_f eksenini flexion-extension (bükülme-uzama) eksenini transepicondylar çizgisi ile çakıştırılmıştır. Tibiofemoral eklem için, Y_t eksenini, distal (merkezden uzak) kemiğin (tibia) boylamasına eksenidir. Üçüncü eksen(hareketli eksen), genellikle X_f ve Y_t eksenlerine dikey, medial (orta) ve lateral (yanal) epikondiller arasındaki orta noktada transepicondylar çizgisiyle kesilmektedir [Lin et al, 2003].

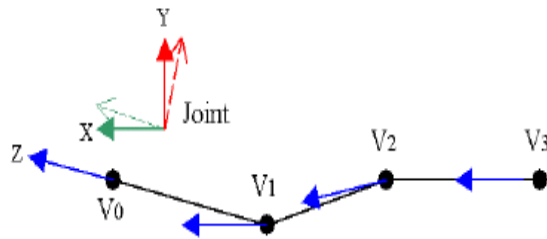
2.3.7. Hareket Hattı

Her hareket hattı, bir 1D kütle-yay-sönümleyici sisteminin oluşturduğu bir polyline ile yaklaştırılır. Kas ilavesine ve orjinine (genellikle ilk ve son düğüm noktası) uyan kütleler iskelet eklemlerine tutturulurlar bundan dolayı hareketi iskelet tarafından başlatılır ve devam ettirilir. Düğüm noktaları arasının konumları, kütle-yay sisteminin elastik bir gevşemesi boyunca her bir animasyon yapısında elde edilir.

Güncel olarak, bütün düğüm noktaları, problem olmayan eşit bir kütle tayin eder. Çünkü kütle-yay sisteminin fiziksel geçerliliği yoktur, ama az da olsa bir deformasyon aracı olarak kullanılır. Her yayın sertliği, (tendon veya karnın) temsil ettiği bir malzeme tipi tarafından çözümlenir. Ayrıca, hareket hattını (burada elipsoitlerin bir birleşmesi) zorlaması için çekici ve itici kuvvet alanları ekleriz. Çekici kuvvet alanları hareket hattının yörüngelerini inceltmeye yardım ederken, itici kuvvet alanları yoğun biçimde içine işlemeyi engeller [Aubel and Thalmann, 2001].

Hareket hattı düğüm noktalarının konumları, yüzey ağının nasıl genişletecek olduğuna veya bitiş zamanını nasıl küçültecek olduğuna göre bilgi sağlar. Ağın yörüngesinin çıkmasına göre, her hareket hattı düğümü ile bölgesel yapının çoğalmasına ihtiyaç duyulur. Şekil 2.12 de yansıtıldığı gibi her düğüm noktasının Z-eksenini hesaplayarak başlarız: Z, her (V1,V2) düğümü arasındaki bölme düzleminin normaline yerleştirilen ve (V0, V3) son düğümleri için teğet olmalıdır. Sonra X-eksenlerini hesaplamayı sürdürürüz. Y-eksenleri en sonda, sağ-el koordinat sistemi kullanılarak bulunur [Aubel and Thalmann, 2001].

X-ekseni, orijin ve kesişim düğümleri için, ilk olarak hesaplanır. Hareketsiz durumda, düğümün sınırında bulunan ve onu, düğümün Z-ekseniyle hizasındaki eksenlerden birini oturacak şekilde döndüren eklem bölgesel yapısı kullanılır. Seçilen eksen, minimal dönüşü götürür.



Şekil 2.12- Z ekseninin oluşturulması: açılırtay düzlemi kullanılarak Z eksenini oluşturulur. Birleşik yapı başlangıçta döndürülmüştür, bunun için bir eksenle (burada X eksenini) Z ekseninin V₀ bitiş noktasını çakıştırılır [Aubel and Thalmann, 2001].

Döndürülmüş yapının (Şekil2.14' de yönlü oklar) sonucu ifade edilip eklem koordinat sisteminde kaydedilir. Herhangi bir sıralı oluşum esnasında, bu yapı eklem olağan koordinat sistemi tarafından dönüştürülüp sonra yeni Z-ekseninin düğüm noktalarıyla aynı hizaya gelecek şekilde döndürülür. Bu döndürme genellikle tamamen küçüktür çünkü durağan durumda en küçük dönüş başlangıçta seçilendir. Böylece, her dinamik olmayan düğüm noktası bölgesel yapısı, hareket hattının hareketi ve kendisini deforme etmesi şeklinde uygun biçimde değiştirilir.

Geriye aradaki dinamik konumlar için yapıları hesaplamak kalır. Bu, ortak konumdaki küresel doğrusal interpolasyonu direkt kullanan son iki yörüngeyi kullanmak değildir çünkü son iki yörünge birbirinden tamamıyla farklı olabilir. Küresel doğrusal interpolasyonu, birim küre dörtdü takımındaki en kısa yolu aldığı gibi, bir düğüm noktasındaki yapı yörüngesi bir animasyon yapısından sonrakine çevirebilir. Ayrıca, direkt interpolasyon, interpolasyon uygulanan yapılarda, önceden hesaplanan Z-eksenleriyle hizaya getirecek olduğuna garanti vermez. Metot, aradaki düğüm noktalarına her son yapının X-eksen yönünü arttırmaya dayanır. Yukarıda açıklanan yöntemi kullanarak kolayca hesaplanan Z-eksenleri gibi X_i ve Y_i eksenlerinin bulunduğu Z_i nin normalinde bulunan bir P_i düzlemi olan her V_i düğüm noktasına sahip oluruz. X_0 ekseninden başlayarak V_0 son düğüm noktasına, P_1 düzlemindeki X_1 eksenini, trigonometrik çemberi deneyerek ve X_0 dan minimum sapmayı bularak hesaplarız [Aubel and Thalmann, 2001].

Sonuç olarak; statik bir model elde etmek genellikle modellemenin esas bir görevi olarak düşünülür. Bununla birlikte, model görüntüsünü düzenlemek (refining), değiştirmek ve diğer bilgilerle desteklemek de ayrıca kritik bir husustur. Kısıtlama kavramı, dinamik kabiliyeti ve kas eklentilerinin bilgisi olmadan bir model, sadece görüntüsüyle sınırlı kalacaktır. Topolojik modellerde, bu özellikleri ve farklı elemanların fonksiyonel ilişkilerini sağlamak gerekmektedir. Amaç, tıbbi olarak elde edilmiş ve biyomedikal olarak geçerli kas ve iskeletle ilgili sistemde çalışacak kapasitede bir model oluşturmaktır. Bundan sonraki kısımda modelin oluşturulması anlatılacaktır.

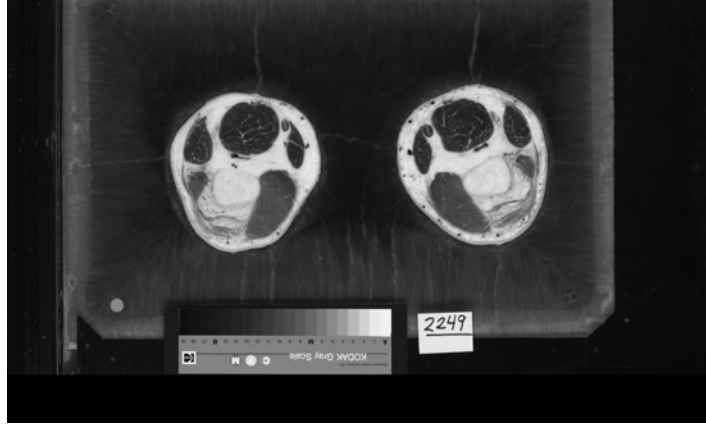
3. İNSAN BACAĞININ CAD MODELİNİN OLUŞTURULMASI

3D kullanışlı bir model oluşturmak, hacim model veya yüzey modeli gibi bir üç boyutlu bir model gerektirir. Son yıllarda, hacim modelin geometri eksikliği nedeniyle kinematik amaçlı simülasyonlarda yüzey ölçüler geniş ölçüde kullanılmaktaydı. 3D bir model oluşturmak için kullanılan genel metod ikinci bölümde de anlatıldığı gibi, 2D görüntülerden kontörlerle 3D yüzeylerini oluşturmaktır. 2D kontörler, her görüntü için manuel ayrıştırma veya yazılım programları tarafından otomatik olarak ayrıştırma uygulanarak elde edilir. CT görüntü verileri kullanımında, otomatik ayrıştırma zorluk karşılaşılmadan yapılır. Bununla birlikte, MRI verileriyle, bir ‘gürültü görüntüsü (gürültüye çok hassas olduklarından dolayı)’ oluşturulduğundan ve sonuçta birçok bilgi eksikliğine neden olduğundan otomatik ayrıştırma zordur: ayrıca görüntüler arası ayırma çok yavaş ve sonuçlar uzman yorumları arasında değişiklik göstermektedir. Bu nedenden dolayı yöntemle bağlı modellerde, hedeflenen obje için topolojik ve geometrik bilgi kullanılması önceliklidir [Thalman et al 2002].

Modelleme işlemi gerçekleştirilirken ikinci bölümde bahsedilen yılan tekniğini kullanılacaktır. Burada, modelleme için resim formatındaki (Bmp) görüntülerden her kesit görüntüsü üzerinde ayrıştırma işlemi uygulanarak, bir program vasıtasıyla yüzey modeller elde edilecektir. Bu işlem uygulanırken, obje sınırları çok keskin olmadığından insan bacağına anatomi bilgisinden de yararlanılacaktır. İlgilenilen bölgedeki tüm yapı elemanları için bu işlem uygulanacaktır. Bu işlemin ardından düzgün bir yüzey elde edilmesi için bir ara işlem daha uygulanacaktır.

3.1. Geometri Oluşturulması

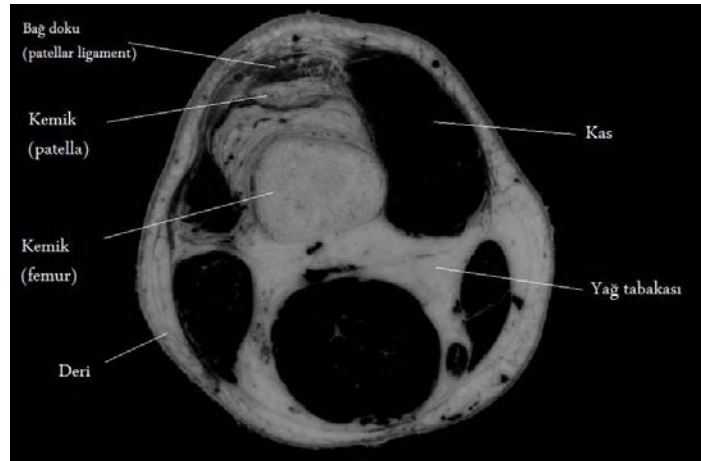
Bacağına ilgilenilen bölgesi, femurun diz kapağına yakın kısmında başlayıp ayağın üst kısmına kadar olan kısmı içermektedir. Elimizde bulunan görüntü şekli ve özellikleri şu şekildedir:



Şekil 3.1- MR görüntüsünün Bmp formatındaki datalarından bir örnek.

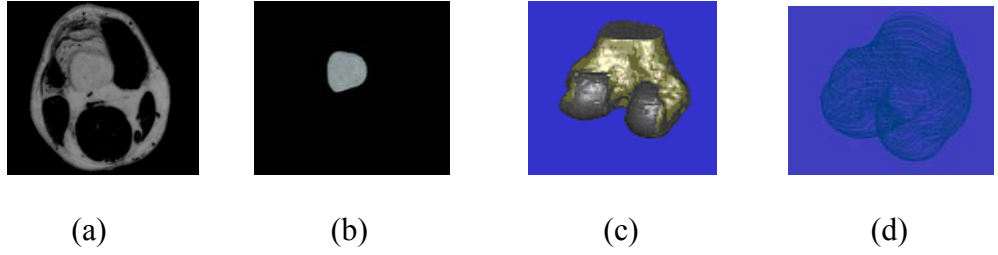
Çözünürlük	: 2048 x 1216
Piksel boyutu	: 0.33 x 0.33
Kesitler arası mesafe	: 1 mm
İlgilenilen bölge büyüklüğü	: 351 mm
Renk	: 24 BPP(bit per pixel), RGB

Model oluşturulacak görüntüler kapasite olarak çok büyük hafıza kapladığından ve oluşturulacak modelin sağ veya sol bacedan birisinin olması bizim için yeterli olduğundan görüntünün kırılması herhangi bir sorun çıkarmayacaktır. Kırılan görüntülerden birinin örneği aşağıdaki şekilde görülmektedir:



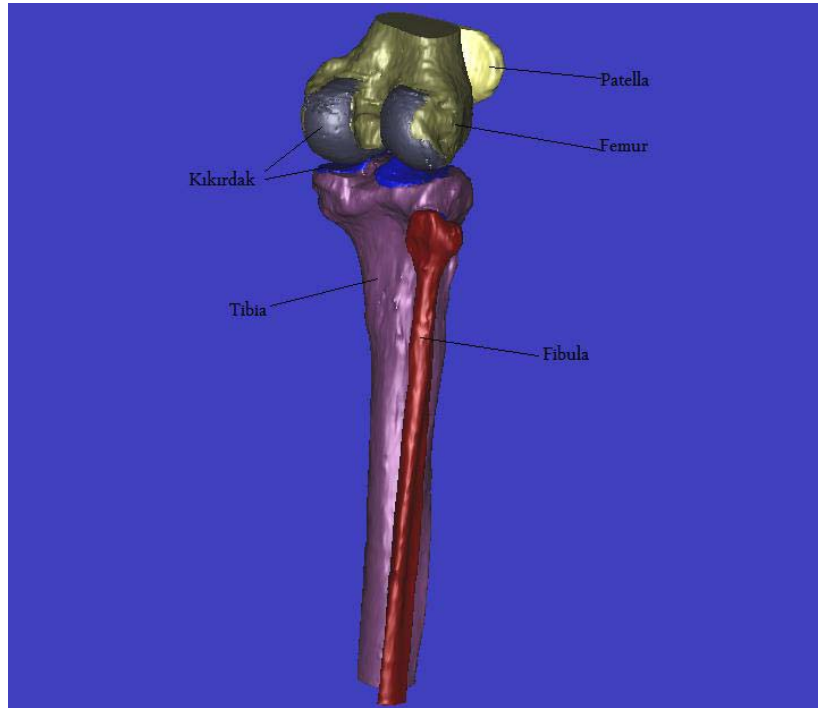
Şekil 3.2- Bir kesit görüntüsündeki eleman yapıları

Uygulanacak işlemlerin örnek bir şematik görüntüsü aşağıda görülmektedir:



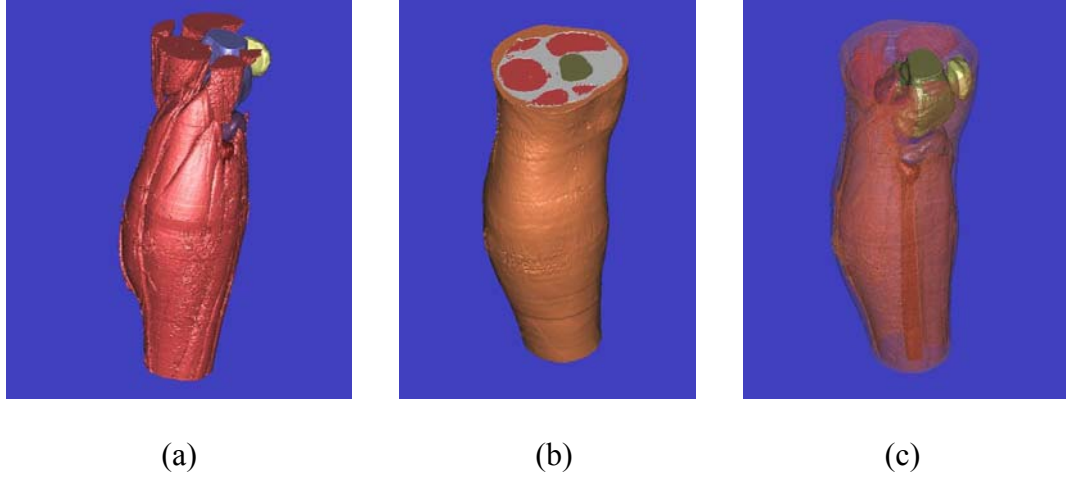
Şekil 3.3- Modelin oluşturulması evreleri. (a) daki görüntü datasından özel bir işlem kullanılarak femur kemiği için (b) de görülen şekilde ayrıştırma uygulanır. Bu işlem femur kemiğinin olduğu tüm datalara uygulanarak katmanlar elde edilir. Daha sonra bu katmanlar (c) de görüldüğü biçimde üst üste bindirilerek bir model oluşturulur. Bu modelin polyline (çoklu çizgi) olarak görüntüsü (d) şeklinde olduğu gibidir.

Şekil 3.3 de resimlenen uygulama, ilgilenilen tüm katmanlar için tek tek uygulanır. Sonuçta bir bacak modelindeki kemik yapıları aşağıda şekillendirilmiştir.



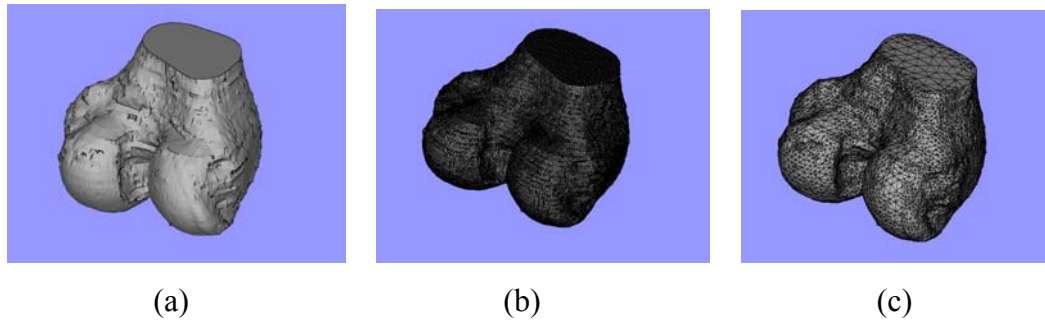
Şekil 3.4- Bacak modelinde yer alan kemik yapılar isimlendirilmiştir.

Aşağıdaki şekilde ise bütün bir bacak modeline ait görüntüler yer almaktadır.



Şekil 3.5- Bacak modelindeki kemik ve onları çevreleyen kasların görüntüleri. (a) da, bacak içindeki yapılar arası boşlukları dolduran yağ tabakası (beyaz renkli görünen) ve tüm bacağı çevreleyen deri tabakası (b) de gösterilmiştir. Ayrıca yapıların şeffaf(transparan) görüntüleri de (c) de yer almaktadır.

Oluşturulan model, başta da belirtildiği gibi 2D kontörlerden elde edilen yüzeylerdir. Elemen yüzeyi üçgen elemanlardan oluşturulmuştur. Bu yüzeyler çok düzgün yüzeyler olmadığından, yüzeyin örülmesinde çok fazla üçgen eleman kullanılacak, bunun sonucunda da analiz aşaması çok uzun zaman alacaktır. Bu durumda da oluşturduğumuz model kullanışlı bir model olmayacaktır. Modeli hem görünüm hem de kullanım açısından kullanılabilir bir hale getirmek için ara işlem uygulanması gerekmektedir. Şekil 3.6 da bu işlemin bir elemana (femur) uygulanışı görülmekte ve sonuçları belirtilmektedir:

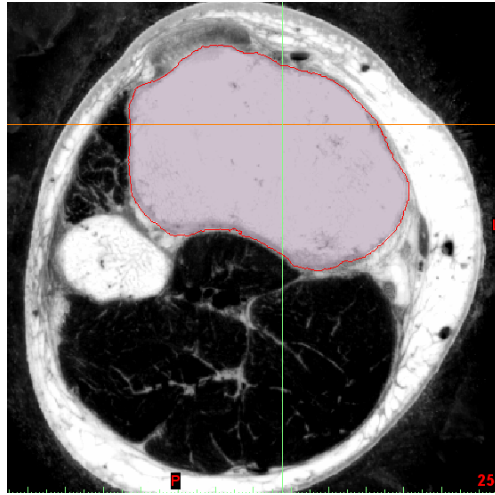


Şekil 3.6- Modelin düzenlenmesi. (a)' da femur kemiğinin uygulanacak işlem öncesi bir görüntüsü görülmektedir. (b)' de başlangıçtaki küçük ağ (mesh) elemanlardan oluştuğu yapıdır. Bu yapıda 82836 ağ eleman

bulunmaktadır. (c)'de görülen model ise işlem uygulandıktan sonraki elemana ait olup, bu yapıdaki ağ eleman sayısı 16808 tir.

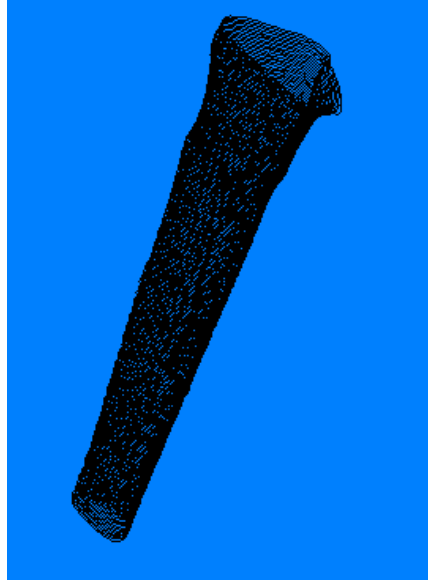
Uygulanan bu işlem ile ağ eleman sayısında bu örnekteki femur için yaklaşık olarak % 80 oranında bir azalma sağlandığı görülmektedir. Bu işlem tüm yapı elemanlarına uygulanır. Böylece; hem görünüm açısından düzgün bir yapı, hem de analiz açısından daha kullanışlı bir model elde edilir.

Bu yöntemin haricinde eldeki görüntülerden model elde etmenin başka bir yolu vardır ki, bu da şekil 3.3 (d)' de gösterilen polyline çizgilerine yüzey giydirmektir. Bu yöntemle daha pürüzsüz ve sadece birkaç elemandan oluşan yapı elemanları elde etmek mümkündür. Fakat yöntemin bu avantajının yanında kullanılacak alanları kısıtlıdır. Yapı tek yön doğrultulu olmalıdır. örnek vermek gerekirse bu yöntem bir tibia kemiğinin modellenmesinde kullanılabilirken bir dişin modelini oluştururken kullanışlı olmaz. Şekildeki örnekte tibia kemiğinin çevresinde oluşturulan bir polyline görülmektedir:

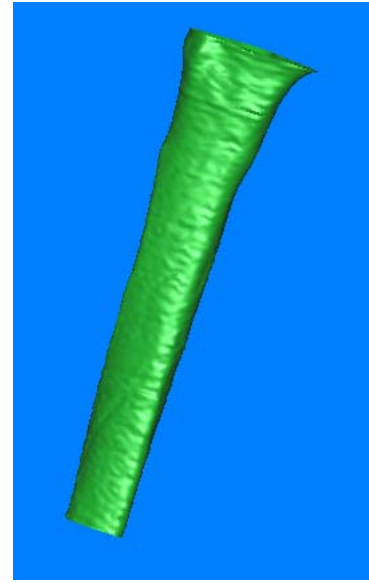


Şekil 3.7- Tibia kemiği çevresinde oluşturulan polylinelara bir örnek.

Oluşturulan bu polylinelar tüm kemiği çevrelemektedir. Bu yöntemin uygulanışı şu şekildedir:



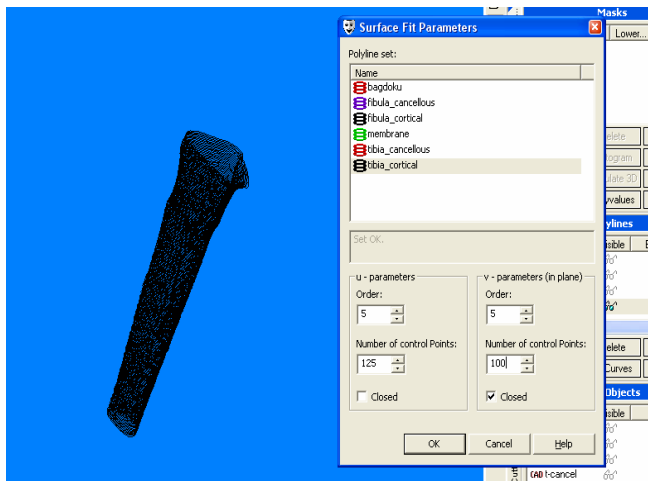
(a)



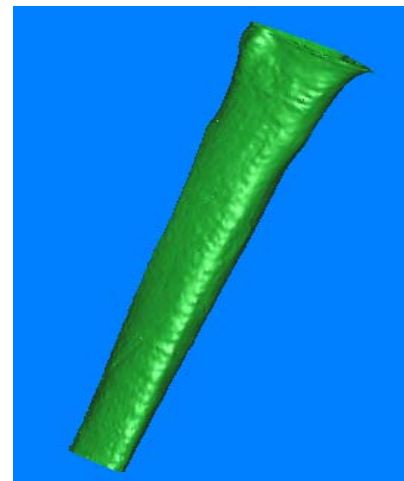
(b)

Şekil 3.8- Polylinelara yüzey giydirilmesi. (a)' da tibia kemiğinin kortikal kısmı görülmektedir. Bu polylinelara yüzey giydirilmesi (b)' de görülmektedir.

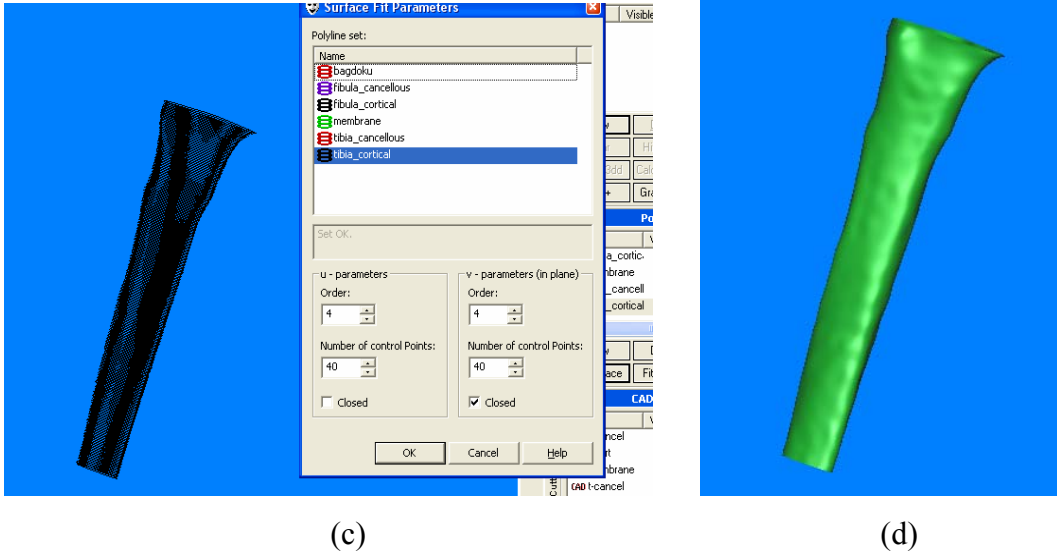
Bu yöntemin uygulanmasında, giydirilecek yüzey denkleminin derecesini de ayarlamak mümkündür. Böylelikle daha düzgün yüzeyler elde edilmiş olur. Yukarıdaki örnek için programda 5. dereceden denklem kullanılarak yüzey giydirilmiştir. Denklem derecesi ve referans alınacak katman sayısı düşürülerek yüzeyler daha pürüzsüz elde edilir fakat bu seferde gerçekçilikten uzaklaşmak ihtimali vardır bu nedenle hacim değişimi de kontrol altında tutulmalıdır.



(a)

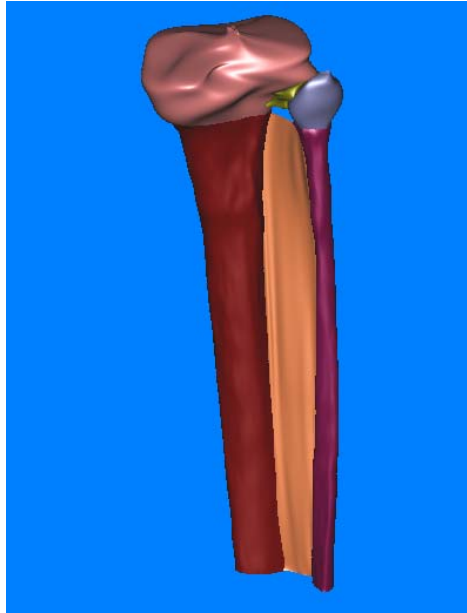


(b)

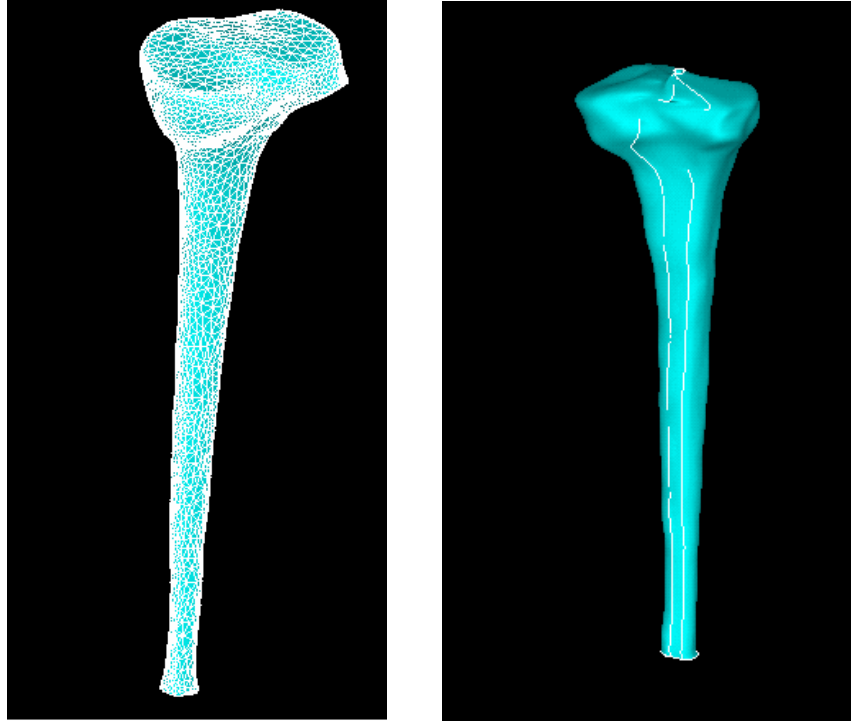


Şekil 3.9- Çizgilere giydirilen yüzeyin denklemin derecesine göre sonuçları. (a) daki şekilde 5. dereceden denklem ve daha çok referans noktası (u-125 ; v-100) için sonuç (b) deki gibi; (b) de ise 4. dereceden denklem ve daha az referans noktası (u-40 ; v-40) seçilmesi durumunda yüzey (b) dekine göre daha pürüzsüz.

Sonlu elemanlar modeli için kullanılacak modelin polylinelar ile elde edilmesi ve analiz aşamasında kullanılacak model şekli görülmektedir:



Şekil 3.10- Tibia, fibula, tibiofibular membrane yapı ve tibiofibular bağdoku.

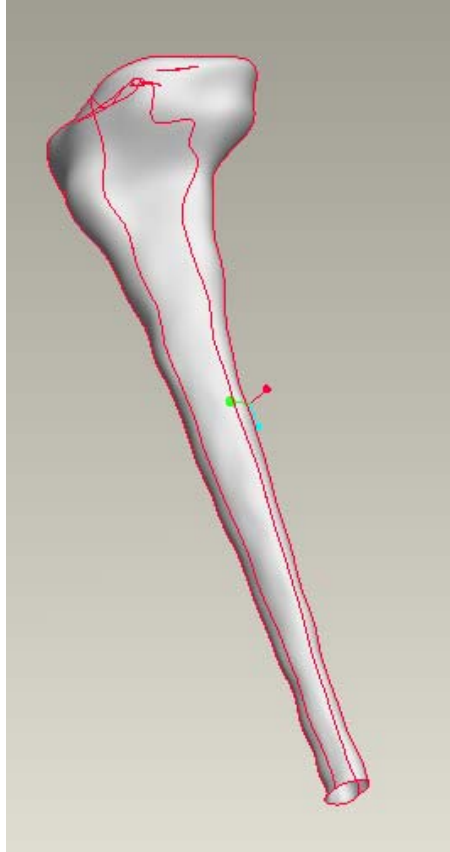


Şekil 3.11- Model oluşturma kıyaslanması. Soldaki şekilde model elde edilmesi aşamasında yüzeyin üçgen elemanlarla örülmesi sonucu elde edilen, sağdaki şekilde ise çizgilere yüzey giydirilmesi ile elde edilen metot gösterilmiştir.

Yukarıdaki şekilde sadece tibia kansellöz kısmı görülmektedir. Sağdaki yapı tüm modele uygulanıp elde edilmek istendiğinde sadece analiz öncesi model kısmında kullanacağımız model için bile (tibia, fibula, membran ve bağdoku) 50000 civarında yüzey eleman bulunacaktır (Dikkat edilmesi gereken analiz aşamasında bu yüzeyler ayrıca sonlu elemanlardan oluşturulacaktır). Fakat modelleme kısmında açıkladığımız, çizgilere yüzey giydirilmesi sonucu yapıda sadece 10 yüzey eleman yer almaktadır.

Bu aşamada elde bulunan datalar önceden de belirtildiği gibi 2D boyutlu yüzey elemanlardır. Bundan sonraki aşama bu yüzeylerden katılar elde etmektir. Aksi taktirde uygulanacak analiz sadece yüzeylerdeki hasarı gösterecek, hacim yapıda değişimleri göz ardı edecektir. Bu da model için tam olarak gerçekçi bir yaklaşım sağlamayacaktır. Burada yüzeylerden katı oluşturma işlemi için Pro/Engineer software programı kullanılmıştır.

Elimizde yüzey eleman olarak tibia kansellöz, tibia kortikal, fibula kansellöz, fibula kortikal, tibiofibular bağdoku ve interroseous membrane yapılar bulunmaktadır. Öncelikle elemanlardan bir dizayn programında kapalı yüzeyler olarak elde etmemiz gerekmektedir. Burada bu işlem için Pro/Engineer programını kullanacağız. Uygulanan işlemi tibia kansellöz kemiği yardımıyla açıklayacağız.

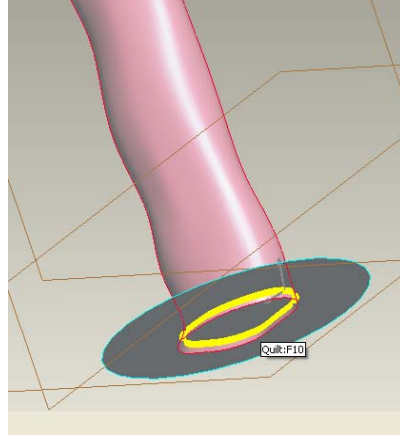


Şekil 3.12- Tibia kansellöz eleman.

Şekil 3.12 deki eleman üst ve alt kısımları açık bir yüzey elemandır. Öncelikle bu kısımlar kapatılmalıdır. Bunun için bu yüzeylerde;

Applications → Legacy → Surface → Flat

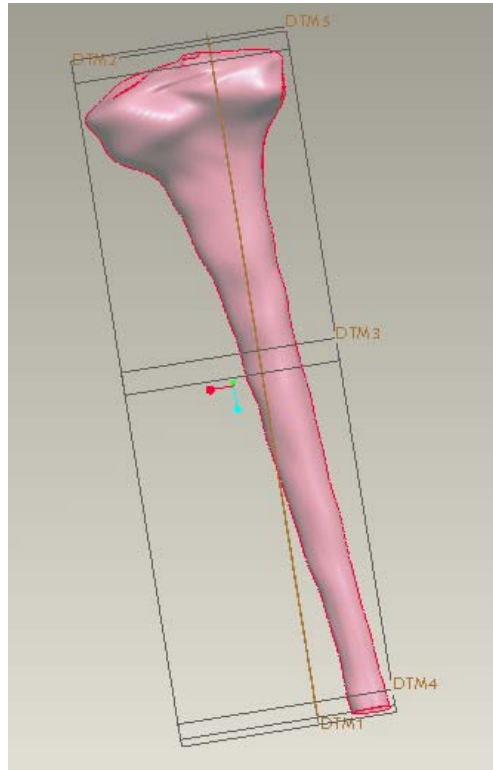
işlemi uygulanarak şekil 3.13 deki gibi yüzey eleman oluşturulur:



Şekil 3.13- Kapalı yüzey elde edilmesi. Kemiği katı eleman olarak elde etmek için öncelikle kapalı yüzey haline dönüştürülmelidir.

Daha sonra bu işlem üst kısım içinde gerçekleştirdikten sonra,

Applications → Legacy → Surface → Merge işlemi uygulanarak fazlalık kısımlar yok edilir ve yapı için şekil 3.1 deki gibi sadece kapalı yüzey eleman elde edilir.



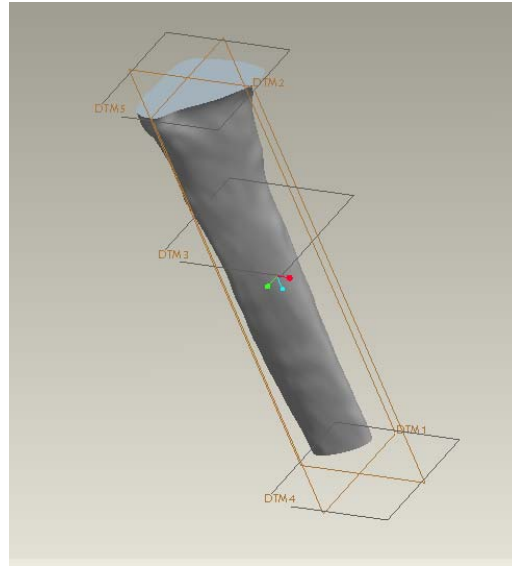
Şekil 3.14- Tibia kansellöz kemiği; yüzey eleman.

Daha sonra bu yüzeylerden katı edilmesi gerekmektedir. Bu işlem için şu yolu denememiz gerekmektedir:

Feature → Create → Solid + Use Quilt → Protorusion

Bu işlem uygulandıktan sonra katı modeller elde edilir. Fakat burada unutulmaması gereken bir detay söz konusudur. Tibia ve fibula kemiğinin kortikal kısımlarını kemik boyunca elde etmiştik fakat kesit kalınlığı değiştiğinden katı model oluşturarak asıl değişimi elde etmek zordur. Bu elemanların katı modelini elde etmek için burada tibia kortikal kısmı yardımıyla açıklanacaktır.

Öncelikle tibia kortikal kemiği için şekil 3.15 deki gibi katı bir eleman yapı elde edilir.

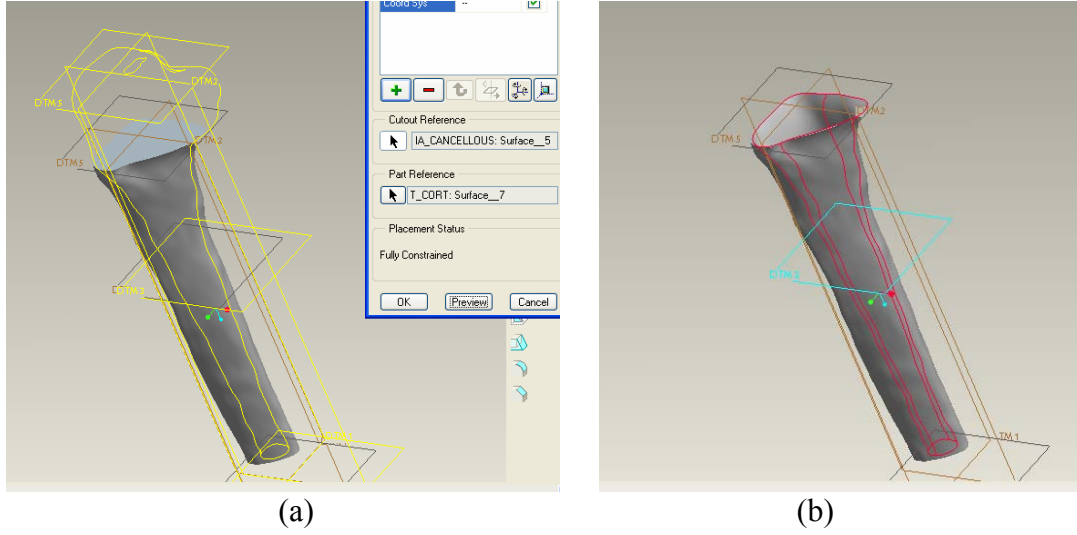


Şekil 3.15- Tibia kortikal yapı; katı eleman.

Daha sonra tibia kansellöz elemanı bu yapıdan;

Insert → Shared Data → Cutout from Other Model...

işlemi uygulanarak çıkartıldıktan sonra şekil 3.16 (b) deki asıl kortikal yapı elde edilmiş olunur..



Şekil 3.16- Tibia kortikal kısmının elde edilmesi. Katı olarak elde edilen kortikal yapıdan tibia kansellöz kısmını çıkartırsak (a), tibia kortikal yapı elde edilmiş olunur.

Bu işlemi fibula kemiği içinde uyguladıktan sonra sistemi koordinat merkezleri çakışacak biçimde montaj edilmesi ile asıl yapı elde edilmiş ve model analize hazır hale getirilmiş olunur.

4. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

4.1 Giriş

Mühendislik uygulamalarında karşılaşılan problemler çoğu zaman doğrudan çözülemez. Problem, çözümü daha kolay olan alt problemlere ayrılarak daha anlaşılır hale getirilmeye çalışılır. Oluşturulan alt problemler çözülüp birleştirilerek esas problemin çözümü yapılabilir. Problemin tam çözümü yerine kabul edilebilir seviyede bir yaklaşık çözümü tercih edilir. Öyle problemler vardır ki, bunlarda yaklaşık çözüm tek yol olarak benimsenir. Örneğin, gerilme analizi üzerine çalışan mühendisler gerilme problemini basit kiriş, plak, silindir gibi geometrisi bilinen benzer şekillerle sınırlarlar. Bu çözümler çoğu kez gerçek problemin yaklaşık çözümüdür.

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan bir çok elemana bölünür. Elemanlar "nod" adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde cebrik bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler nodlardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır.

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir sürekli fonksiyonları bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklüğün (örneğin deplasmanın) değeri o elemanın nodlarındaki değerler kullanılarak interpolasyon ile bulunur. Bu nedenle sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler nodlardaki değerlerdir. Bir varyasyonel prensip (örneğin; enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak büyüklük alanının nodlardaki değerleri için bir denklem takımı elde edilir. Bu denklem takımının matris formundaki gösterimi,

$$[K] \cdot [D] = [R]$$

şeklindedir. Burada [D] büyüklük alanının nodlardaki bilinmeyen değerlerini temsil eden vektör, [R] bilinen yük vektörü ve [K] ise bilinen sabitler matrisidir. Gerilme analizinde [K] rijitlik matrisi olarak bilinmektedir.

Sonlu elemanlar metodu ilk olarak yapı analizinde kullanılmaya başlandı. İlk çalışmalar Hrennikoff (1941) ve Mc Henry (1943) tarafından geliştirilen yarı analitik analiz metotlarıdır. Argyis ve Kelsey (1960) virtuel iş prensibini kullanarak bir direkt yaklaşım metodu geliştirmiştir. Turner ve diğerleri (1956) bir üçgen eleman için rijitlik matrisini oluşturmuştur. "Sonlu Elemanlar" terimi ilk defa Clough (1960) tarafından çalışmasında telâffuz edilmiştir. Metodun üç- boyutlu problemlere uygulanması iki-boyutlu teoriden sonra kolayca gerçekleşmiştir (Örneğin, Argyis (1964)).

İlk gerçek kabuk elemanlar aksenal simetrik elemanlar olup (Grafton ve Strome (1963)), bunları silindirik ve diğer kabuk elemanları izlemiştir (Gallagher (1969)). Araştırmacılar 1960'lı yılların başlarında non-lineer problemlerle ilgilenmeye başladılar. Turner ve diğerleri (1960) geometrik olarak non-lineer problemler için bir çözüm tekniği geliştirdi. Sonlu elemanlar metoduyla stabilite analizi ise ilk Martin (1965) tarafından tartışılmıştır. Statik problemlerin yanısıra dinamik problemlerde sonlu elemanlar metoduyla incelenmeye başlandı (Zienkiewicz ve diğerleri (1966) ve Koenig ve Davids (1969)). 1943 yılında Courant bölgesel sürekli lineer yaklaşım kullanarak bir burulma problemi için çözüm üretmiştir.

Yapı alanı dışındaki problemlerin sonlu elemanlar metoduyla çözümü 1960 'lı yıllarda başlamıştır. Örneğin Zienkiewicz ve Cheung (1965) sonlu elemanlar metodu ile Poisson denklemini çözmüştür. Doctors (1970) ise metodu potansiyel akışa uygulamıştır. Sonlu elemanlar metodu geliştirilerek ısı transferi, yeraltı sularının akışı, manyetik alan ve diğer bir çok alana uygulanmaktadır.

4.2. Sonlu Elemanlarla Modelleme

4.2.1. Genel Olarak Modelleme

Modelleme bir fiziksel yapı veya sürecin analitik veya sayısal olarak yeniden inşa edilmesidir. Sonlu elemanlar metodunda modelleme basitçe nod ve elemanlardan oluşan bir ağ yapısı hazırlamak değildir. Problemi gerekli şekilde modelleyebilmek için gerekli sayı ve tipteki elemana karar vermek ancak problemin fiziğinin iyi şekilde anlaşılmasıyla mümkündür. Kötü şekil verilmiş elemanlar ile hesaplanması istenilen büyüklüğün hesaplama alanı içindeki değişimini yansıtamayacak kadar büyük boyutlu elemanlar modellemede istenmez. Diğer yandan zaman ve bilgisayar olanaklarını boş yere harcamamıza neden olacak, gereksiz kadar çok sayıda elemanlardan oluşan bir modellemede istenmemektedir. Hesaplanması istenilen büyüklüğü ve hesaplama alanı içindeki değişimini yeterli doğrulukta verecek kadar sıklıkta bir eleman dağılımına ihtiyaç vardır.

4.2.2. Eleman Seçimi

Sonlu elemanlar ile modelleme aşamasında, "eleman tipi (çubuk, kabuk. v.s). eleman şekli (dörtgen, üçgen) ve eleman sayısı ne olmalı?", "ara nodlu elemanlara ihtiyaç var mı?" gibi bir takım soruların cevaplanması gerekmektedir. Bu soruların cevabı ancak analiz edilen yapının ve seçilen eleman tiplerinin davranışı hakkında bilgi sahibi olunduktan sonra cevaplanabilir. Örneğin, gerilme analizinde yapının bir bölgesindeki gerilme durumunu en iyi yansıtan eleman tipi o bölge için seçilmelidir. Aşağıda bazı eleman tipleri ve bunların kullanılabilceği mühendislik problem tipleri haklarında bilgi verilmektedir.

4.2.2.1. 3D Kiriş Elemanı

3D Kiriş elemanı genel amaçlı bir sonlu eleman tipi olup 3 boyutlu işlemi yapabilme kapasitesine sahiptir. Bu eleman tipi aynı zamanda uzay kiriş elemanı

olarak da adlandırılmaktadır. Eleman uzayda iki adet nod ile tarif edilmektedir. Üçüncü bir nod ise serbestlik derecesine haiz olmayan ve eleman koordinat sistemini tarif etmek amacıyla kullanılmaktadır. Elemanın iki ucunu tespit eden iki adet nod için 12 adet serbestlik derecesi mevcuttur. Her bir nod 3 adet öteleme ve 3 adet dönme serbestliğine sahiptir. Eleman herhangi doğrultuda gelen kuvvet ve herhangi bir eksen etrafında dönme zorlamasına direnç gösterecek kapasiteye sahiptir. Elemanı tarif etmek için nodların koordinatına, elastisite modülüne (E), kayma modülüne (G), kesit alanına, kesit atalet momenti değerlerine, burulma sabitine (J) ve kiriş eksenine dik doğrultudaki deformasyon faktörlerine ihtiyaç vardır.

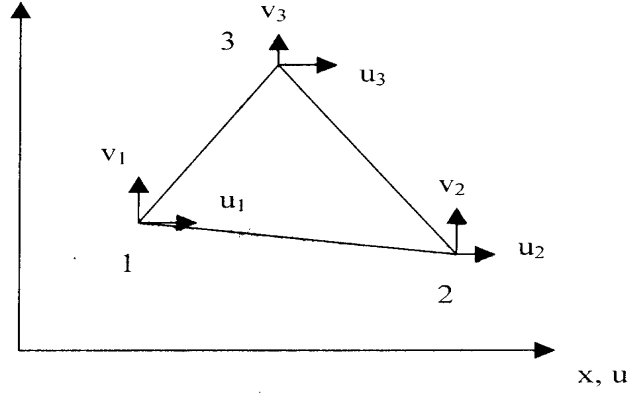
4.2.2.2. Sabit Gerilmeli Üçgen Eleman

Sabit gerilmeli üçgen; elemanı sabit kalınlığı olan, üç nod noktasını birleştiren ve toplam altı serbestlik derecesi ile tarif edilen bir elemandır (Şekil 4.1). Eleman deplasman alanı aşağıdaki gibi tarif edilmektedir.

$$u = a_1 + a_2x + a_3y \quad (4.1)$$

$$v = a_4 + a_5 + a_6y \quad (4.2)$$

Yukarıdaki deplasman bağıntılarından görüldüğü gibi deplasman alanı eleman içinde ve kenarlar boyunca lineerdir. Eleman sınırları içinde ise gerilme değerleri sabittir. Birbirine bağlı elemanlar arasında deplasman uyumluluğu (compatibility), bağlı iki nod noktası arasındaki lineer kenar deformasyon karakteristiği dolayısıyla sağlanmaktadır. Yapının bütün olarak kuvvet dengesi ise nod noktalarında sağlanır.



Şekil.4.1- Sabit gerilmeli üçgen eleman.

Sabit gerilmeli üçgen elemanı sonlu eleman modellerinde küçük gerilme gradyeni karakteristiğine sahip bölgelerde iyi sonuç verecektir. Diğer durumlarda bu elemanın kullanılması iyi sonuç vermeyecektir. Örneğin sadece eğilmeye maruz bir yapıyı bu tip elemanlarla modellemek gerçek problem ile uyumsuz sonuçlar verecektir. Sabit gerilmeli üçgen elemanlarının bu olumsuzlukları, daha sık bir eleman ağ yapısıyla kısmen giderilebilir.

4.2.2.3. Lineer Gerilmeli Üçgen Eleman

Lineer gerilmeli üçgen elemanlar sabit gerilmeli üçgen tip elemanların aksine, köşe noktalarına ilaveten kenar orta noktalarında birer adet daha nod noktasına sahiptir. Böylece her bir lineer gerilmeli üçgen elemanı 6 adet nod noktasına ve toplam olarak 12 nod serbestlik derecesine sahiptir. Eleman deplasman alanı ise aşağıdaki gibi tarif edilmektedir.

$$u = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 x^2 + a_5 xy + a_6 y^2 \quad (4.3)$$

$$v = a_7 + a_8 x + a_9 y + a_{10} x^2 + a_{11} y + a_{12} y^2 \quad (4.4)$$

Sabit gerilmeli üçgen elemanının aksine gerilme büyüklüğü lineer elemanı içerisinde x ve y koordinatları ile lineer olarak değişmektedir. Sadece eğilmeye maruz yapılar için bu elemanlarla yapılan modellemelerde, deplasman ve gerilme alanları için çok iyi yaklaşımlar elde edilecektir.

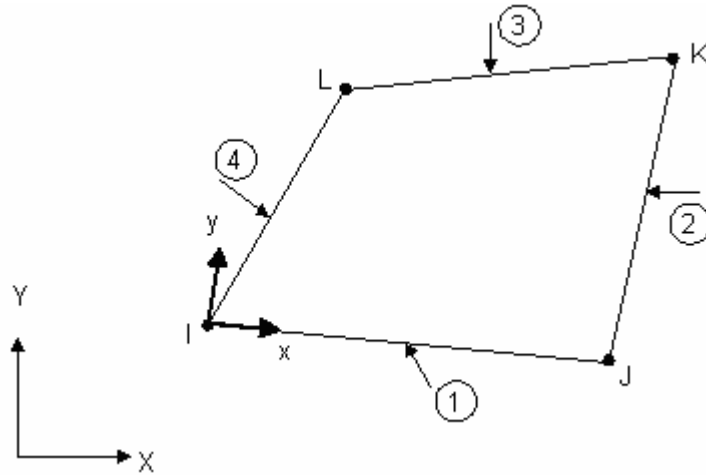
4.2.2.4. Çifte Lineer Dörtgen Eleman

2 Boyutlu problemler için diğer bir tip eleman, çifte lineer dörtgen elemanlardır. Eleman köşelerinde dört adet nod yer almaktadır ve eleman sekiz nodal serbestlik derecesine sahiptir. Diğer yandan 8 nodlu eleman tipi için ise kenarların orta noktalarında dört adet nod vardır. Dört nodlu eleman için deplasman alanı aşağıdaki bağıntılarda verilmiştir.

$$u = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 xy \quad (4.5)$$

$$v = a_5 + a_6 x + a_7 y + a_8 xy \quad (4.6)$$

Burada elemanın çifte lineer diye isimlendirilmesi u ve v deplasman bağıntılarının iki lineer polinomun çarpımından oluşmasından dolayıdır.

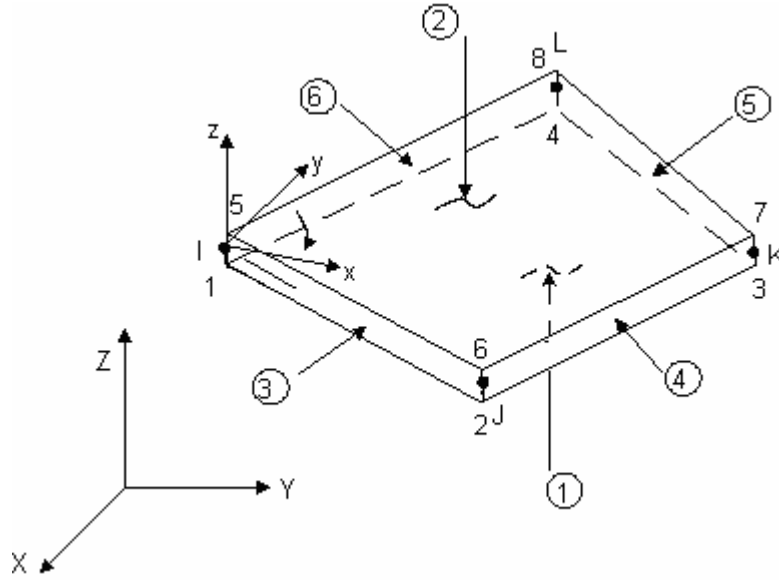


Şekil 4.2- Dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman.

Elemanın en önemli özelliği σ_x değeri x- koordinatından bağımsızdır. Bu eleman tipi, örneğin ucundan yüklü konsol kirişlerin modellenmesinde uygun sonuç vermeyecektir.

4.2.2.5. Kabuk Elemanlar

Bir genel kabuk eleman membran ve eğilme etkisini aynı anda temsil edebilmelidir. Örneğin dört nodlu basit bir dörtgen eleman tarif edilebilir. Elemanı tarif eden tüm nodlar aynı düzlem üzerinde olmayabilir. Bu da elemanda çarpılmaya neden olur. Elemanın çarpılması performansını olumsuz yönde etkiler. Ticari paket programlarda küçük miktarlarda çarpılmaya müsaade edilmektedir. Bu dört nodlu elemanın en büyük avantajı formülasyonunun basit olmasıdır. Genellikle az sayıda daha karışık bir eleman tipi kullanılması yerine, daha fazla sayıda basit bir eleman tipi kullanılması tavsiye edilmektedir. Dört kabuk elemanın en büyük dezavantajı düzgün eğrisel yüzeylerin düzlem elemanlarla veya az miktarda çarpılmış şekle sahip olan elemanla temsil edilmesidir. Kabuk teorisine dayanarak elde edilen eğrisel yüzeyli elemanlar düzlemsel elemanların yaratmış olduğu problemleri ortadan kaldırmaktadır. Fakat diğer yandan beraberinde başka zorlukları getirmektedir. Eğrisel elemanı tarif etmek için çok daha fazla geometrik bilgiye ihtiyacımız olmaktadır. Elemanın formülasyonu ise düzlemsel elemanlara nazaran çok daha zordur.

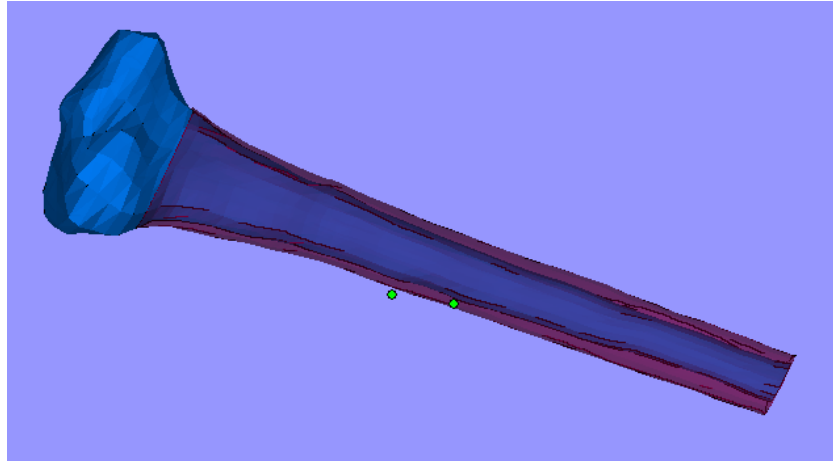


Şekil 4.3- Dört nodlu ve dört kenarlı elastik eleman.

4.3. Oluşturulan Modele Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması

Günümüzdeki hesaplama yöntemlerinin geliştirilmiş biçimiyle, FE metotlar kullanılarak yaralanma durumları tahmin edilebilir bir duruma gelinmiştir. Bir FE modeli geliştirildikten sonra ve geçerli kılındıktan sonra, darbe türleri, sınır koşulları ve malzeme özellikleri sisteme uyarlanabilir. FE modeller bölgesel gerilmeleri tahmin edebilir ve belirlenen hasar kriterlerini kullanarak, oluşabilecek hasarı doğru bir biçimde çözümleyebilir. Modelin anatomik olarak temsil edilmesi ve malzeme özellikleriyle daha kesin bir sonuç alınabilir. Kombine yükleme koşulları altında hasar kriterinin gelişmesinin sağlandığı hasarın, olduğu durumda şekil ve sertliğini değiştirir. FE modellerin kesinliğinin gerçek sınırlamaları sadece girilen malzeme özelliklerine, modelleme kalitesine ve kullanılan araçların matematiksel simülasyonu ile gerçekleşebilir [Alsuezi, 2005].

Daha önceden de bahsedildiği gibi kemik iki kısımdan oluşmaktadır; kansellöz kemik ve kıkırdak kemik. Modelimizde bu iki kısım ayrı oluşturulmuştur. Kansellöz kısmı kemik boyunca devam ettiği varsayılmıştır [Ionescu et al, 2003]. Aşağıdaki şekilde tibia kemiğine ait bu iki kısım görülmektedir.



Şekil 4.4- Tibia kemiğinin kortikal ve kansellöz kemik kısımları.

Kemik yapı itibariyle orthotropik olsa da genel olarak modellemelerin çoğunda yapı, homojen, izotropik ve lineer elastik olarak idealize edilmişlerdir. Kapsüllü

yumuşak dokular (bağdoku, tendon gibi) ise non-lineer elastik malzeme(hiperelastik) olarak tanımlanmaları da uygundur [Cheung et al, 2005].

Eğer kinematik bir model oluşturulacaksa; kıkırdak modellemek için, lineer elastik bir malzeme modeli kullanılabilir. Kıkırdak için lineer elastik malzeme modelleri, yürüme ve merdiven çıkma gibi yükleme frekansının 0.1Hz den daha büyük olduğu durumlarda tüm eklem modelleri için geçerli ve uygun olarak düşünülür [Besier et al, 2005].

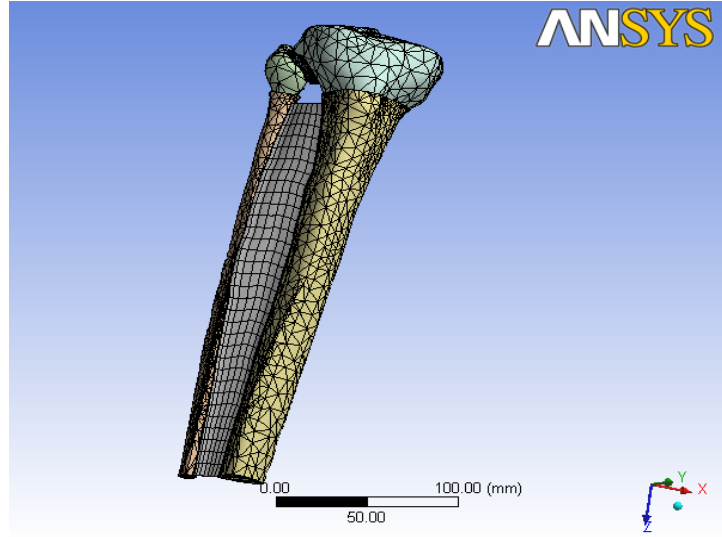
Bağ dokular ve tendonlar, fiberlerin paralel yönelimlerinden dolayı ve birbirini izleyen tek eksenli davranışlarından dolayı genellikle 1D non-lineer viskoelastik 1D çubuk elemanlarla ilişki kurularak modellenirler. Bunu yanı sıra, bağ dokular hasar gerilmesi altında plastik davranış gösterdiklerinden ve daha sonra, hasar gerinimine kadar deformasyonlara neredeyse direnç göstermeyen davranışlı düşük bir eğim katsayısıyla gerilim-gerinim eğrisi izlediği düşünülürse plastik kinematik bir analiz seçilmesi de uygundur [Untaroiu, 2005].

Aşağıdaki tabloda literatürden derlenmiş malzeme özellikleri ve sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak yardımcı bilgiler yer almaktadır.

Çizelge 4.1- Sonlu Elemanlar yönteminde kullanılacak malzeme özellikleri.

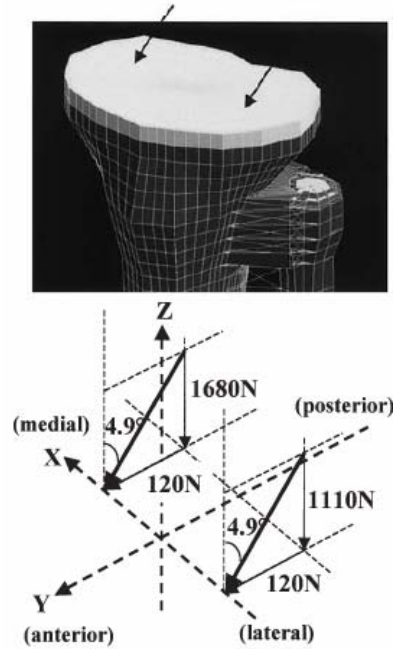
Yapı	Eleman Tipi	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı	Akma Sınırı(MPa)	Kopma Gerinmesi(%)	Yoğunluk (kg/m ³)	
Femur	Kortikal	3D-tetrahedral	~17000	0.3	115	1.7	2000
	Kansellöz		298~1500	0.3	5.6~9.3	13.4	1100
	Kıkırdak		1~11.6	0.47	-	-	-
Tibia &	Kortikal	3D-tetrahedral	14000	0.3	125	1.6	2000
	Kansellöz		350	0.3	5.3	13.4	1100
Fibula	Kıkırdak		1~11.6	0.47	-	-	-
Patella	Kıkırdak	3D-tetrahedral	1~11.6	0.47	-	-	-
Interosseous membran (tibiofibular membrane)		3D-tetrahedral	528	0.4	43	10	
Bağ doku		1D-bar/truss	260~277.9	0.3	11.2	8	-

Modelimizi sonlu elemanlar analizi ile çözmek için önce sistem mesh(ağ) elemanlarla tanımlandırılmalıdır.



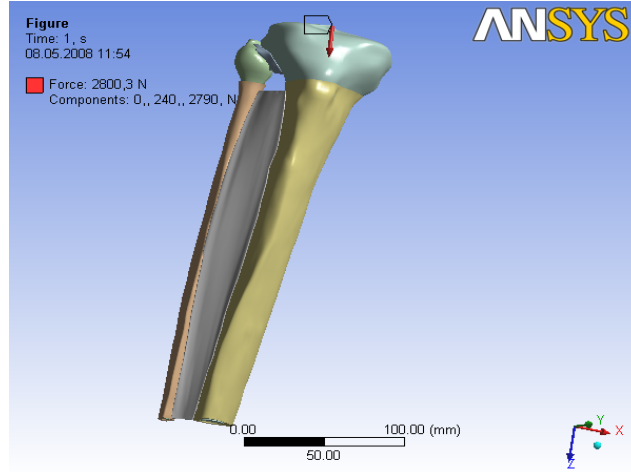
Şekil 4.5- Yapı 13047 mesh elemandan oluşmaktadır.

Sonoda [Sonoda, N. Et al., 2003] ve arkadaşları tarafından atletlerin, koşu sırasında bacaklarında meydana gelen gerilme analizini modelleyip bizim modelimizle karşılaştıralım.



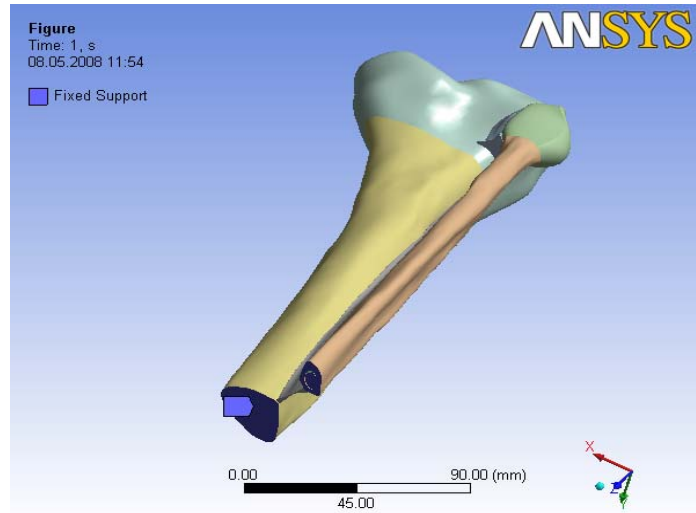
Şekil 4.6- Literatüre göre tibia kemiğine uygulanan kuvvetler [Sonoda, N. Et al., 2003].

İnsan koşu sırasında tek ayağı üzerinde iken vücut ağırlığının oluşturduğu yükleme koşulu literatüre göre belirlenmiştir (Eksenel baskı kuvveti 2790N ve eğme kuvveti 240N) [Sonoda, N. Et al., 2003]. Diz kontak kuvveti uniform olarak tibia kemik ucuna dağıtılmaz, bu nedenle kuvvetler temas noktalarına yüzdece belirli oranlara göre dağıtılmıştır. Fakat modelimizde biz bu kuvveti dağıtmadan şekildeki biçimde uygulayacağız.



Şekil 4.7- Modelimize kuvvetlerin uygulanması.

Sistemi alt noktasından mesnetleyip sınır koşullarını buna göre vereceğiz ($x=0$, $y=0$, $z=0$):

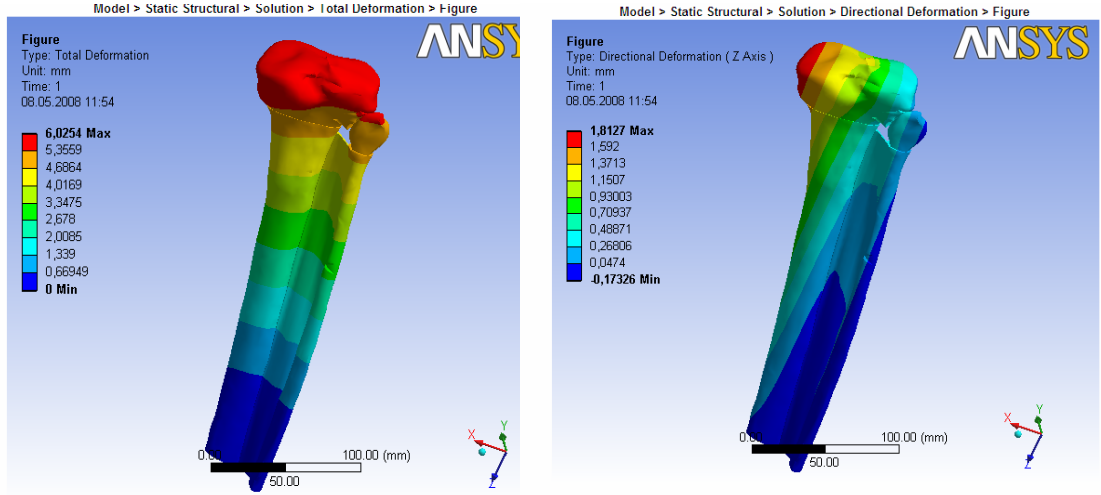


Şekil 4.8- Sistemin sınır koşullarının kemik alt kısmına uygulanışı.

Model için statik bir analiz uygulayıp sonuçlarını değerlendirelim.

5. SONUÇ

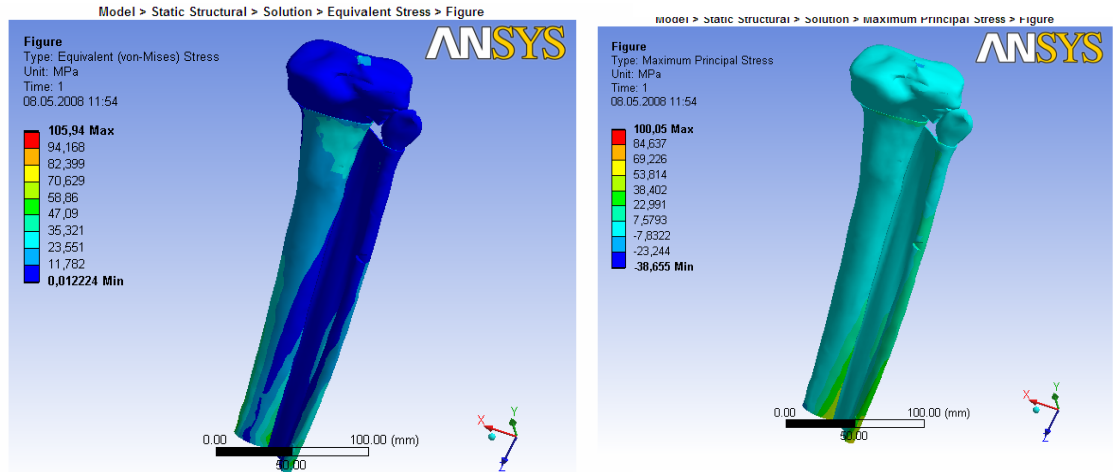
Şekil 5.1- Yer değiştirme



Toplam yedeęiřtirme

Z eksenindeki yerdeęiřtirme

Şekil 5.2- Gerilme Dağılımı



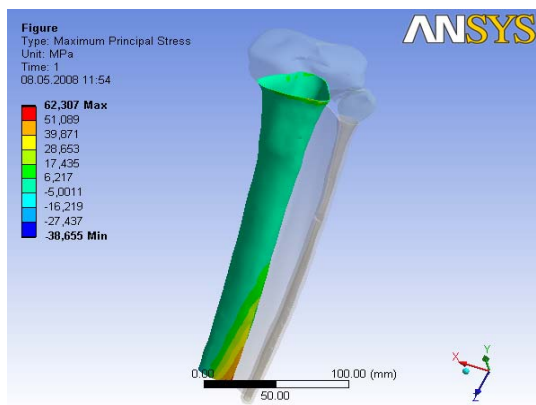
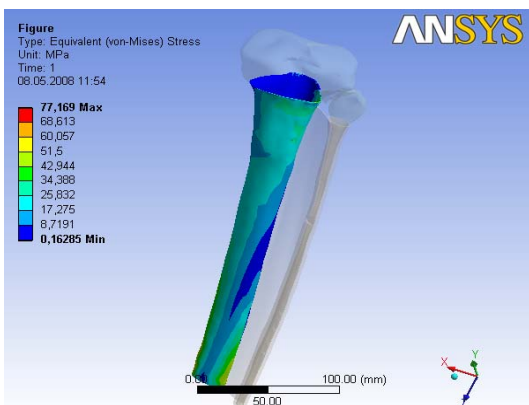
Von Mises

Maksimum gerilme

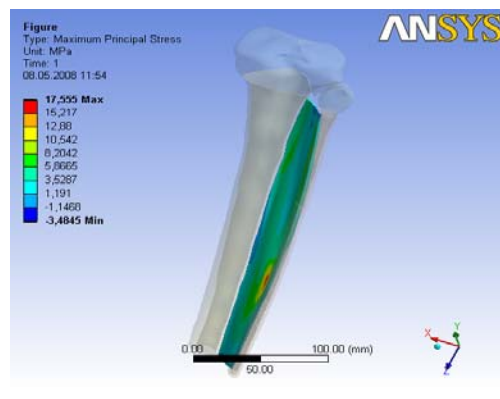
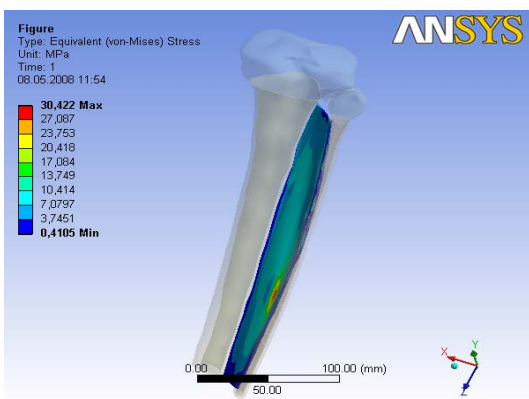
(a) Modelde oluşan gerilme dağılımı

Von Mises

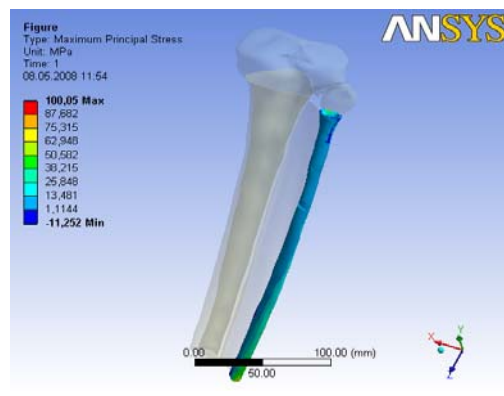
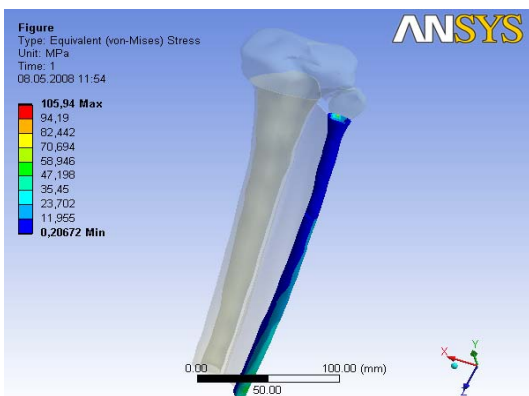
Maksimum gerilme



(b) Tibia Kancellöz

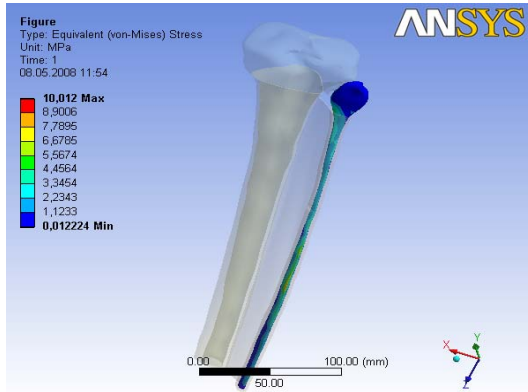


(c) Intersosseous Membrane Eleman

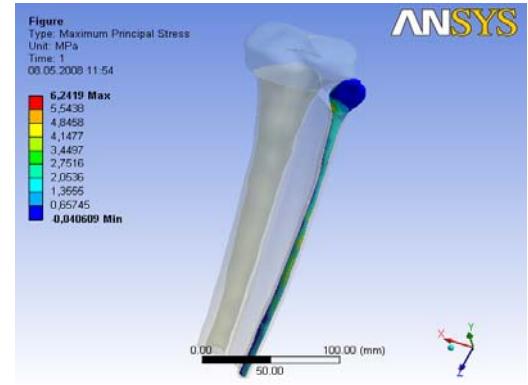


(d) Fibula Kortikal

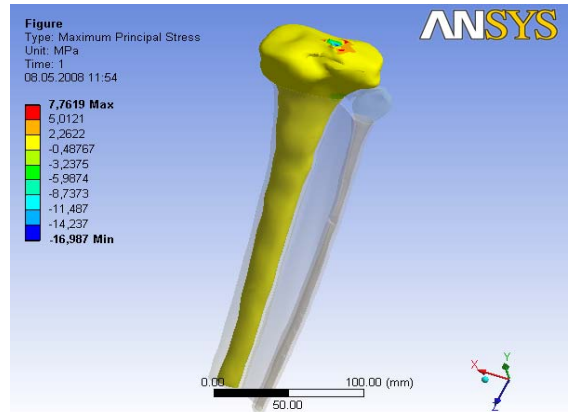
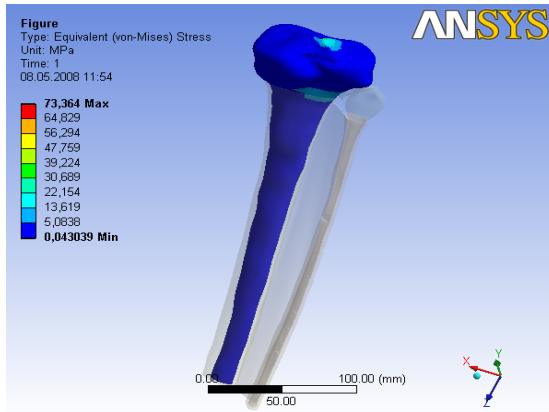
Von Mises



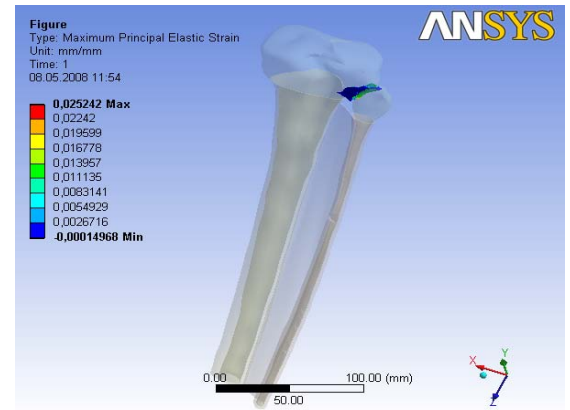
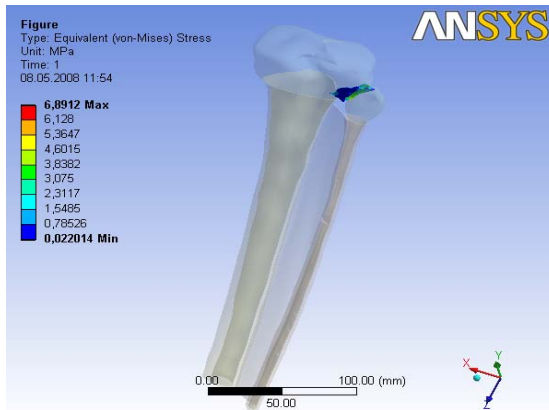
Maksimum gerilme



(e)Fibula Kansellöz



(f) Tibia Kortikal



(g) Tibiofibular joint eleman

Çıkan sonuçları değerlendirirsek; kortikal kemik için (hem tibia hem de fibula) kritik değerler üst ve alt kısımlarındadır. Sınır koşulunu alt kısmı hareket etmez

aldığımız için, alt kısımda oluşan zorlanma değeri tam olarak gerçekçi bir kıyaslama oluşturamayabilir (yapıyı tam olarak modelleyebilseydik bu kısımlardaki gerilme dağılımını daha iyi kıyaslayabilirdik), ama yapı üst kısımda daha ince bir kesite sahip olduğundan bu kısımlarda bu sonucun çıkması normaldir. Ayrıca fibula tibiaya göre daha ince bir kesite sahip olduğundan bu kemikteki zorlanma tibiaya göre daha kolay hasar oluşmasına yol açar. Sadece; yüklemeyi tibia kansellöz kemiğinin üst kısmına uyguladığımız için bu kısımdaki gerilme durumunu göz ardı etmemiz gerektiği unutulmamalıdır. Son olarak, alınan değerleri karşılaştırırsak bu yüklemeler altında sistemde tam anlamıyla bir hasar meydana gelmez ama değerler kritik değerlere yakındır.

Bu tezde esas olarak bir insan bacağı için sonlu elemanlar modelinin oluşturulması hedeflenmiştir. Model oluşturulurken kullanılan yöntem;

Teknik bakımından,

- hem görünüş hemde analiz bakımından daha uygun bir yapı oluşturması
- kullanılacak modelin çok daha gerçekçi bir yaklaşım oluşturması
- kişiye özel model oluşturma alanlarında kullanılabilmesi (protez)

daha avantajlı bir yöntemdir. Bunun yanı sıra,

- modelin oluşturulması yavaş
- oluşturulması esnasında anatomik bilgi gerektirdiğinden bir anatomist yardımı gerektirmekte
- polyline lara yüzey giydirilmesiyle oluşturulan modelin sınırlı alanlarda kullanılması ve diğer modelin ise çalışmalarda büyük hafıza gerektirmesi

nedenlerinden dolayı yapılacak analiz için gerekli olup olmadığı düşünülmelidir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

1. Alsuezi, A. (2005). "Development and Validation of an Anatomically Based Plastic-Kinematic Finite Element Model of the Knee Joint for Vehicle-Pedestrian Collision Injury Investigation". *Int. J. Sci. Res.*, Vol. 15, pp. X-Y.
2. Au, A.G., Raso, V.J., Liggins, A.B., Otto, D.D., Amirfazli, A. (2005). "A three-dimensional finite element stress analysis for tunnel placement and buttons in anterior cruciate ligament reconstructions". *Journal of Biomechanics* 38, 827-832.
3. Au, A.G., Raso, V.J., Liggins, A.B., Amirfazli, A. (2007). "Contribution of loading condition and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements". *Journal of Biomechanics* 40, 1410-1416.
4. Aubel, A. and Thalmann, D. (2001). "Interactive Modeling of the Human Musculature". *Proc. of Computer Animation 2001*, Seoul, Korea.
5. ANSYS Workbench utility menu.
6. Black, J. and Hastings, G. (1998). "Handbook of Biomaterials Properties". Published by Chapman&Hall, an imprint of Thomson Science, 2-6 Boundary Row, London SE1 8HN, UK.
7. Besier, T.F., Gold, G.E., Beaupré, G.S., Delp, S.L. (2005). "A Modeling Framework to Estimate Patellofemoral Joint Cartilage Stress in Vivo". 0195-9131/05/3711-1924/0. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. DOI: 10.1249/01.msss.0000176686.18683.64.
8. Cheung, J.T.M, Zhang, M., Leung, A.K.L, Fan, Y.B. (2005). "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study". *Journal of Biomechanics* 38, 1045-1054.

9. Gentaro, H. (2002). "An Improved Finite Element Contact Model for Anatomical Simulation". A Dissertation submitted to the faculty of The University of North Carolina at Chapel Hill in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in the Department of Computer Science, Chapel Hill.
10. Günaydın, R., Karatepe, A.G. (2007). "Kemiğin Biyomekanik Özellikleri ve Yapı ile İlişkili kırıkların Biyomekaniği". *Osteoporoz Dünyasından* 13:44-8.
11. Ionescu, I., Conway, T., Schonning, A., Almutairi, M., Nicholson, D.W. (2003). "Solid Modeling and Static Finite Element Analysis of the Human Tibia". Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
12. Lin, F., Makhsous, M., Chang, A.H., Hendrix, R.W., Zhang, L.Q. (2003). "In vivo and noninvasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary knee movement". *Clinical Biomechanics* 18, 401-409.
13. Maurel, W. (1999). "3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles, and Soft Tissues". Ecole Polytechnique Federale de Lausanne por l'obtention du grade de Docteur ès Sciences, These No 1906 (1998).
14. Mehta, B.V., Rajani, S. (1994). "3-D Modeling Finite Element Analysis of the Tibia". Department of Mechanical Engineering Ohio University, Athens. 0-7803-2050-6/94.
15. Nabhani, F., Sotudeh, R., Hart, A.N., Muckle, D.S., and Minns, R.J. (1994). "2D stres analysis of the human patella using the finite element approach". Conference on Biomechanics and Biomedical Engineering, Swansea.

16. Nekouzadeh, A., Pryse, K.M., Elson, E.L., Genin, G.M. (2007). "A simplified approach to quasi-linear viscoelastic modeling". *Journal of Biomechanics* 40, 3070-3078.
17. Pro ENGINEER utility menu.
18. Savenko, A., Van Sint Jan, S., Clapworthy, G. (1999). "A Biomechanics-Based Model for the Animation of Human Locomotion". *International Conference Graphicon Department of Computer & Information Sciences De Montfort University Milton Keynes, UK.*
19. Sonoda, N., Chosa, E., Totoribe, K., and Tajima, N. (2003). "Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method". *J Orthop Sci* 8:505–513, DOI 10.1007/s00776-003-0671-5.
20. Tatar, H. (2007). "Eklem kırıkdağının yapısı, fizyolojisi ve biyomekaniği: Yaralanma ve onarım". *Acta Orthop Traumatol Turc*, 41 Supp 2:1-5.
21. Thalmann, N.M. and Cordier, F. (2000). "Construction of a Human Topological Model from Medical Data". *IEEE Transactions of Information Technology in Biomedicine*, Vol. 4, No. 2.
22. Thalmann, N.M., Kang, M., Goto, T. (2002). "Problems and solutions for the accurate 3D functional modelling of the hip and shoulder". *Proc. of IEEE Computer Graphics International* 3-23.
23. Untaroiu, C.D. (2005). "Development and Validation of a Finite Element Model of Human Lower Limb, Including detailed geometry, physical material properties, and component validations for pedestrian injuries". *University of Virginia*

24. Voo, L., Armand, M., Michael, K. (2004). "Stres Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics". John Hopkins Apl Technical Digest, Volume 25, Number 3.
25. Weiss, J.A. and Gardiner, J.C. (2001). "Computational Modeling of Ligament Mechanics" . Critical Reviews™ in Biomedical Engineering, 29(4):1–70.
26. Wu, W., Heng, P.A. (2005). "An improved scheme of an interactive finite element model for 3D soft-tissue cutting and deformation". Visual Comput 21: 707–716, DOI 10.1007/s00371-005-0310-6.

ÖZGEÇMİŞ



PERSONAL INFORMATION

Name	Yaşar TOPRAK
Address	Bostancı Mh. Balkan Sk. Gürkanlar Apt. No:7/22 34744 Kadıköy/ İST
Telephone	(544) 395 55 49
E-mail	toprakyasar@gmail.com
Date of birth	10-07-1981

EDUCATION

2007 - 2008	Gebze Institute of Technology(GIT) Design and Manufacturing Eng. (master)
2007	Hautes Etudes d'Ingénieur, Lille / France - 1semester
2005 - 2007	GIT Design and Engineering Eng. (master)
2004 - 2005	GIT English Preparatory Education - 1 semester
2000 - 2004	Kocaeli Uni. Mechanical Eng.
1999 - 2000	Kocaeli Uni. English Preparatory Education - 1 season

WORK EXPERIENCE

Dates	April - September (2006)
Name and address of employer	Akademi Çevre Danışmanlık Hizm.İnş.San.ve Tic.Ltd.Şti
Occupation	Noisy Control Eng.
Main activities and responsibilities	In the name of Kadıkoy Belediyesi, to make noisy control and acoustic measurement according to environmental noisy control and management standart.
Reference	Şule YARDIM, Kadıköy Belediyesi Çevre Koruma Müdürü. (216) 4143800/502
Dates	April - June (2005)
Name and address of employer	Tekiş Teknik Kalıp ve Tel Erezyon A.Ş. – Kocaeli
Occupation	Design Eng.

Main activities and responsibilities I worked in the firm for gaining some experiences on molding technique and manufacturing, rest times of education (4 days per a week, continuously).
Reference Ali AÇIKGÖZ, Tekiş Teknik Kalıp Ve Erozyon San. A.Ş./Üretim Şefi. (262) 6580404

PROJECT AND THESIS

- İnsan bacağıının sonlu elemanlar modelinin oluşturulması, (Thesis).
Yaşar TOPRAK, Assist. Prof. Hasan Kurtaran 2007
- Kompozit malzemelerde dinamik çarpışma, (Project).
Yaşar TOPRAK, Assist. Prof. M.Ali ARSLAN 2006
- Kesme kalıplarının tasarımı, (Project).
Yaşar TOPRAK, Assist. Prof. Hasan Kurtaran 2005

TRAINING

Solidworks, UMTAŞ. 2005 (1 week)

PROGRAMMES

Pro/Engineer, Solidworks, Autocad, Ansys, Mimics.

LANGUAGES

English Advanced
French Pre Intermediate

DRIVERS LICENCE

Class B

INTERESTS

Computer, Basketball, Reading, Voyage

REFERENCES

Available on request.