

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ
ENSTİTÜSÜ

İNSAN KOLUNUN SONLU ELEMANLAR
MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Özcan SÜYÜR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TASARIM VE İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM
DALI

GEBZE

2007

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ
ENSTİTÜSÜ

İNSAN KOLUNUN SONLU ELEMANLAR
MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Özcan SÜYÜR
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TASARIM VE İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM
DALI

DANIŞMANI
YRD. DOÇ. DR. HASAN KURTARAN

GEBZE
2007



GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS JÜRİ ONAY FORMU

G.Y.T.E. Mühendislik ve Fen Bilimleri/Sosyal Bilimler Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 22/01/2007 tarih ve 2007/04. sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 16/05/2007 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Özcan SÜYÜR'ün tez çalışması Tasarım ve İmalat Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI) : YRD. DOÇ. DR. HASAN KURTARAN

ÜYE : YRD. DOÇ. DR. İLYAS KANDEMİR

ÜYE : YRD. DOÇ. DR. MEHMET GÖKTÜRK

ONAY

G.Y.T.E. Mühendislik ve Fen Bilimleri/Sosyal Bilimler Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

TEZİN BAŞLIĞI : İNSAN KOLUNUN SONLU ELEMANLAR MODELİNİN

OLUŞTURULMASI

YAZAR ADI : Özcan SÜYÜR

Çeşitli durumlarda (araba çarpışmaları, mayın patlaması vb. durumlarda) insana ne olur sorusu akla gelir. Bu amaçla deneylerde insan 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 modeller olmak üzere değişmektedir. Kaba modellerin kullanımının yaygın olmasına karşılık detaylı modellerin kullanımı azdır. Detaylı modellere örnek sonlu elemanlar modelleridir.

Şu ana kadar geliştirilen insan sonlu elemanlar modelleri çok sınırlıdır. Bu nedenle insanla ilgili sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi son yıllarda önem kazanmıştır. Bu tezde de insan kolu için sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi hedeflenmiştir.

SUMMARY

HEADER OF THESIS : FINITE ELEMENT MODELLING OF HUMAN ARM

NAME OF THE AUTHOR: Özcan SÜYÜR

It is always wondered what will happen to the human body in certain cases such as in car crashes, in mine explosions etc. Dummies are being used in experiments for these purpose. Designs are modelled without causing any damage to human body by using the dummies. For cost of dummies are so high and they could not be used many times in repeated experiments, new ways have been researched. One of the models that might be utilized in computer environment is the “Simulation Model”. Mainly there are two model’s versions which are “rough” and “detailed”. The usage of “Detailed model” is rare despite the fact that “rough model” is being widespread. Finite element model is one of the example of “detailed modelling”.

Today's developed human finite element models are very limited. Developing human finite element modelling is getting importance in recent years because of that . The objective of thesis is to develop the finite element model for human arm.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimim boyunca her türlü desteğini benden esirgemeyen, akademik çalışmalarıyla sürekli değer üreten çok kıymetli hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Hasan KURTARAN'a yürekten teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimimde ve hayatımın her alanında bana büyük sabırla destek olan eşim Leyla Bal SÜYÜR'e, tez çalışmalarım sırasında tıp alanındaki desteğini benden esirgemeyen Dr. Ali İhsan ÇATALDEĞİRMEN'e, interaktif çalışma ortamını bana hazırlayan kardeşim Kemal SÜYÜR'e ve çalışmamın her aşamasında yakın ilgilerini hep hissettiren Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü'ne teşekkürü borç bilirim.

Mayıs, 2007

Özcan SÜYÜR

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iv
SUMMARY	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. BİYOMEKANİK ve BİYOMEKANİK ile İLGİLİ TEMEL KAVRAMLAR	2
2.1 Kısa Tarihçe	2
2.2 Uygulama Alanları	3
2.3 Sürekli Ortamlar Mekaniği	4
2.4 Biyomekanik Problemlere Yaklaşımda Genel Yöntem	6
2.5 Biyolojik Dokuların Mekanik Özellikleri	8
2.5.1 Viskoelastisite	8
2.5.2 Deneysel Viskoelastisite Modelleri	12
2.5.2.1 Kelvin-Voight Modeli	13
2.5.2.2 Maxwell Modeli	14
2.5.2.3 Standart Katı Model	15
2.5.3 Zamana Bağlı Malzeme Tepkisi	16
2.5.4 Elastisite ve Viskoelastisitenin Karşılaştırılması	18
2.6 Biyolojik Dokuların Ortak Özellikleri	25
2.7 Kemiğin Biyomekaniği	27
2.7.1 Kemiğin Bileşimi	27
2.7.2 Kemiğin Mekanik Özellikleri	28
2.7.3 Kemiğin Yapısal Bütünlüğü	32
2.7.4 Kemik Kırılmaları	33
2.8 Ligament ve Tendonların Biyomekaniği	34
2.9 İskelet Kaslarının Biyomekaniği	37
2.10 Eklem Kıkırdığının Biyomekaniği	39
3. SONLU ELEMENLAR TEORİSİ	42

3.1 SEM'in Matematik Anlamı	44
3.2 SEM'in Geometrik Anlamı	45
3.3 SEM'de Temel İşlem Adımları	45
4. KOL MODELİ	47
4.1 Geometrinin Oluşturulması	47
4.2 Malzeme Modeli ve Eleman Tipi	50
5. SONUÇ	52
KAYNAKLAR	53
ÖZGEÇMİŞ	55

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SEM	Sonlu Elemanlar Metodu
σ	Normal Gerilme
ε	Normal Gerinim
E	Katılık Modülü
$\dot{\varepsilon}$	Gerinim hızı
M	Kütle
K	Lineer Yay
C	Lineer Sönümleyici
η	Viskozite Katsayısı
F	Kuvvet
μ	Sürtünme Katsayısı
t	Zaman
τ	Kayma Gerilmesi
G	Kayma Modülü

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Sürekli Ortamlar Mekaniğinde Klasik Bölümlenme Şeması	6
2.2 Lineer Elastik Malzeme Davranışı	8
2.3 Gerinim Hızına Bağlı Viskoelastik Davranış	9
2.4 Lineer Yay İle Elastik Katı Arasındaki Benzerlik	10
2.5 Lineer Viskoz Akışkan İçin Gerilim-Gerinim Grafiği	11
2.6 Lineer Daşpot ve Onun Kuvvet-Yerdeğiştirme Hızı Diyagramı	11
2.7 Yay, Elastik Katı ve Daşpot Viskoz Sıvı davranışını Temsil Eder	13
2.8 Kelvin-Voight Modeli	14
2.9 Maxwell Modeli	15
2.10 Standart Katı Model	16
2.11 Sürünme ve Düzelme, Gerilim Gevşemesi ve Salınım Cevabı Testleri	18
2.12 Elastik Malzeme Tek Gerilim-Gerinim Eğrisine Sahiptir	19
2.13 Viskoelastik Malzeme için Gerilim-Gerinim Diyagramı Tek Olmayabilir	20
2.14 Elastik Malzemede Yükleme-Boşalma Eğrileri Üst Üste Çakışır	20
2.15 Hysteresis Loop	21
2.16 Elastik-Plastik Malzeme için Hysteresis Loop	21
2.17 Sürünme ve Düzelme	22
2.18 Gerilim Gevşemesi	24
2.19 Elastin için Gerilim-Gerinim Diyagramı	26
2.20 Kemik Kesiti	28
2.21 Kortikal Kemik Dokusunun Gerilim-Gerinim Eğrisi	29
2.22 Kortikal Dokusu için Gerinim Hızına Bağlı Gerilim-Gerinim Eğrileri	30
2.23 Kemik Dokusu için Yükleme Yönüne Bağlı Gerilim-Gerinim Eğrileri	30
2.24 Sünger Doku Görünür Yoğunluğa Bağlı Gerilim-Gerinim Eğrileri	31
2.25 Kuru ve Islak Kemikler için Gerilim-Gerinim Eğrileri	33
2.26 Tendon için Gerilim-Gerinim Eğrisi	35
2.27 Tendon için Gerinim Hızına Bağlı Gerilim-Gerinim Eğrileri	35
2.28 Tendon için Hysteresis Loop	36
2.29 Kas Kasılma Elemanının Temel Yapısı	37
2.30 Kas Kuvveti-Kas Uzaması Diyagramı	38

2.31	Kalıp İle Basma Testi	40
2.32	Kıkırdak için Standart Katı Model	40
2.33	Hapsedilmiş Basma Testi	41
3.1	Analitik ve Sayısal Çözüm	43
3.2	Sonlu Elemanlar Metodunun Geometrik Anlamı	45
4.1	Özel Kamera ile Çekilmiş İnsan Kadavrası Kesiti	47
4.2	Kadavra Kesitlerinin Önden, Yandan ve Eksenel Görünüşleri	48
4.3	İnsan Kolunu Oluşturan Çeşitli Unsurlar	49
4.4	Humerus Kemiğinin Kesitleri ve 3D Yüzey Modeli	50
4.5	Viskoelastik Hacimsel Eleman Tipleri	51
4.6	Deri için 3D Shell Eleman	51

1. GİRİŞ

Birçok durumda (araba çarpışmaları, mayın patlaması vs. gibi durumlarda) insana ne olduğu sorusu hep merak edilir. Bu amaçla deneylerde insan 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 modeller olmak üzere değişmektedir. Kaba modellerin kullanımının yaygın olmasına karşılık detaylı modellerin kullanımı azdır. Detaylı modellere örnek sonlu elemanlar modelleridir [Zhao, 2000].

Şu ana kadar geliştirilen insan sonlu elemanlar modelleri çok sınırlıdır. Bu nedenle insanla ilgili sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi son yıllarda önem kazanmıştır [Zhao, 2000]. Bu tezde de insan kolu için sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Tezin bölümlerinde kol için sonlu elemanlar modelinin oluşturulması aşama aşama anlatılmaktadır. İkinci kısımda biyomekanik ve sürekli ortamlar mekaniği hakkında kısaca bilgiler verildikten sonra kolu oluşturan ana unsurların (kas, tendon, ligament, kemik, deri vs.) fiziksel ve biyomekanik özellikleri hakkında detaylı bilgiler verilmektedir. Üçüncü bölümde öncelikle kolu oluşturan unsurların iki boyutlu kesit görüntülerinden geometrilerinin yeniden oluşturulması süreci anlatılmıştır. Bu aynı zamanda kolun sonlu elemanlar inşaa sürecinin ilk aşamasıdır. Bunu oluşturulan geometrinin biyomekanik malzeme özelliklerine uygun olarak uygun elemanlarla örülmesi süreci takip etmektedir. Yine sınır şartlarının, kontakların, eklem hareketlerinin tanımlanması bu bölümün kapsamı içine girmiştir. Sonuç bölümünde elde edilen kol modeli değerlendirilmektedir.

2. BİYOMEKANİK ve BİYOMEKANİK ile İLGİLİ TEMEL KAVRAMLAR

Kolun sonlu eleman modeli oluşturulurken mekanik ve biyoloji disiplinlerinin her ikisinden de faydalanılmaktadır. Dolayısıyla her iki disiplini bünyesinde barındıran biyomekanik alanı ile ilgili genel bir çerçevenin çizilmesi faydalı olacaktır. Ayrıca kolu oluşturan ana unsurların biyomekanik özelliklerin neler olduğuna da bu bölümde değinilecektir. Çünkü kolun sonlu eleman modeli oluşturulurken bu bilgilerden yararlanılacaktır.

2.1 Kısa Tarihçe

Bilindiği gibi biyoloji tabiattaki canlı unsurları inceleyen bir bilim dalıdır. Mekanik ise hareketleri ve bu hareketlere yol açan kuvvetleri inceleyen bir alandır. Dolayısıyla biyomekanik, kuvvet etkisi altındaki canlı unsurların hareketlerinin incelenmesi olarak tanımlanabilir [Humphrey, 2004].

Biyomekaniğin babası olarak Leonardo Da Vinci (1452-1519) ya da Galileo Galilei (1564-1642) gösterilmektedir. İnsanoğlunun uçuşu fikrinden hareket eden Da Vinci kuşların uçuş mekaniğini incelemiştir. Galileo kemiklerin dayanımının kemiğin yapısal tasarımı ile ilişkisi üzerinde durmuştur. İçi boş bir kemik modeli önermiş ve dayanım/ağırlık oranını geliştirmiştir [Humphrey, 2004].

Birçok bilim adamı biyomekanik uygulamalarla ilgilenmiştir. Bunlardan başlıcaları Hook (1635-1703), Euler (1707-1783), Young (1773-1829), Poiseuille (1799-1869) ve Von Helmholtz (1821-1894)'dur. Fakat biyomekanik 1960'lı yılların ortalarına kadar kendine özgü bir alan olmaktan uzak kalmıştır. Birbirine yakın zamanlarda ortaya çıkan beş önemli gelişme biyomekaniğin gücünü ve ona olan ilgiyi arttırdı [Humphrey, 2004].

- 1960'lar insanoğlunun aya yolculuk uğraşısının on yılıydı. Ayda azalan yerçekimi kuvvetine insan vücudu nasıl tepki verecekti? Klinik tıp bunun

cevaplarını veremiyordu. Böylece bedenin mekanik yüklere karşı nasıl tepki vereceği üzerine odaklanacak birine ihtiyaç hasıl oldu.

- Biyomekanikçilerin çoğu yumuşak dokuların (kemik ve diş dışındaki dokular) tepkileriyle ilgilenirler. Yumuşak dokuların, 18 yy ve 19 yy da geliştirilen klasik sürekli ortam mekaniği tarafından ifade edilemeyen, karmaşık, lineer olmayan davranış gösterdikleri uzun süredir biliniyordu. Biyomekanikçiler, sürekli ortam mekaniğinde nanlineer teoremin daha tam olmasıyla başarılan ikinci dünya savaşı sonrası rönesansı beklemek zorunda kaldılar.
- 1950 li ve 1960 lı yıllarda teknolojik ilerlemeler dijital bilgisayarların gelişmesine yol açtı. Bilgisayarlar, biyomekanikteki nonlinear problemlerin analiz edilmesi, karmaşık deneylerin kontrol edilmesi, karmaşık sınır ve başlangıç değeri problemlerinin çözümlenmesi için bulunmaz araçlardır.
- 1956 da biyomekanikçilerin cephaneliğinde standart bir araç olan sonlu elemanlar yöntemi gibi güçlü sayısal analiz metodlarında ilerlemeler kaydedildi. Bu ilerlemeler bilgisayardaki gelişmelere paralel idi.
- Modern biyolojinin ortaya çıkması. Modern biyoloji DNA (Watson ve Crick) ve proteinlerin (Pauling) ana yapılarının 1950 lerde teşhis edilmesiyle doğdu.

Özetle, 1950 ler ve 1960 lar biyomekaniği artaya çıkaran teorik, deneysel ve teknolojik ilerlemeler ile önemli motive edici olayların yıllarıydı.

2.2 Uygulama Alanları

Biyomekaniğin sağlık hizmetlerinin verilmesinde merkezi bir rol oynadığı birçok örnek vardır. Bu roller molekülden insana bütün katmanları kapsar. Sonuncusundan örnekler verecek olursak, biyomekaniksel katkının basit bir örneği verimli bir tekerlekli sandalye tasarımıdır. Verimlilikten kastımız aracın minimum ağırlıkta yeterli dirence sahip olması, kolay manevra edilebilir olması, arabada kolay taşınması, hastanın yerleştirilmesinde esnek olması ve ucuz olmasıdır. Malzeme seçimi, tasarım, deney ve gerilme analizinin her biri tekerlekli sandalye mühendisliğinde önemli bir rol oynar.

Tüm insan düzeyinde diğer bir yaygın örnek yolcu güvenliğini sağlayan ulaştırma sistemlerinin tasarımıdır.

Biyomekaniğin anahtar rol oynadığı birçok örnek şu şekilde sıralanabilir: atardamar yırtılmasının nedenini anlamaktan, atletteki ön çapraz bağın kopma direncinin tespit edilmesine kadar; yılda 30 milyon kez açılıp kapanan yapay kalp valfinin tasarımından, yapay kalça implantının neden zamanla gevşediği, ağrıya neden olduğunu anlamaya kadar ve hastalıklı atardamarı açmak için damar cerrahisinde kullanılan balona ne kadar basınç uygulanması gerektiğini anlamaya kadar ve diğer birçok durumlarda biyomekanik araştırma laboratuvarlarında, biyomedikal araç endüstrisinde ve günlük hastane uygulamalarında yaşamsal bir rol oynar.

2.3 Sürekli Ortamlar Mekaniği

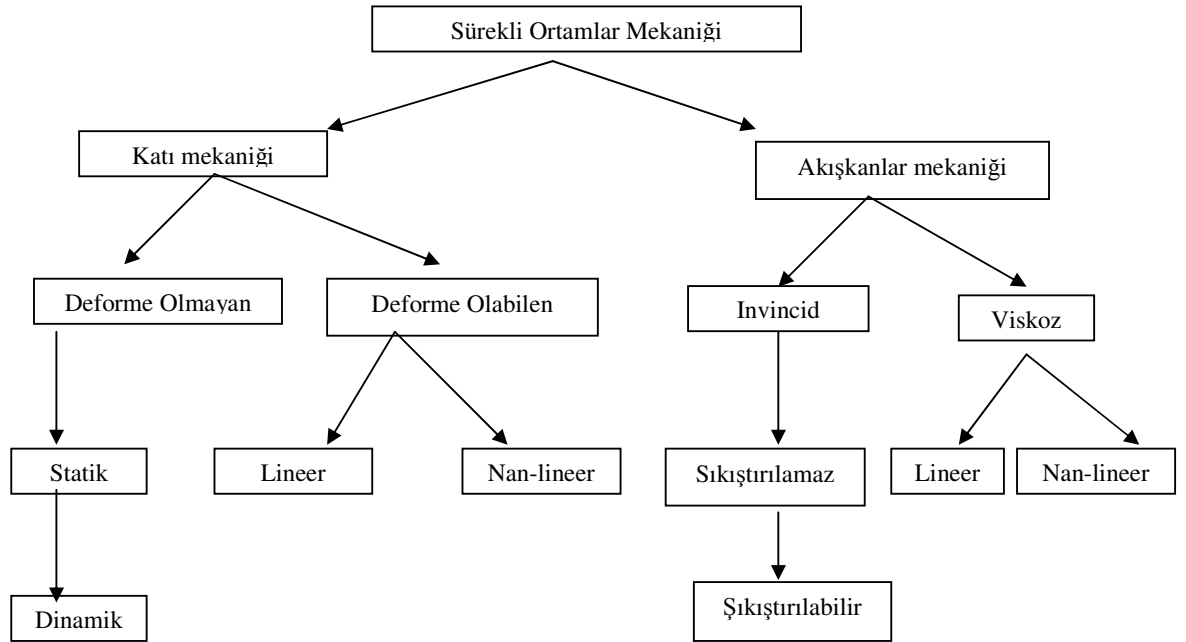
Bedenin işlemesi ve birçok klinik müdahalenin başarısı kimyasal, elektriksel, mekanik ve termal süreçlere bağlıdır. Bu yüzden klasik fizik, birbiriyle ilişkili birçok inceleme sahasından meydana gelir: Akustik, elektromanyetik, mekanik, optik, ve termodinamik. Ayrıca, klasik fiziğin büyük bir kısmı deney ve gözlemin doğal ölçeğindeki maddenin davranışını inceler. Temeli ve uygulamaları araştırmaların canlı alanı olmaya devam etse de, klasik fiziğin dayandığı fikirler (Gibbs, Huygens, Maxwell, Newton, ve diğerlerine dayanan) 20.yy'dan önce tanımlanmıştır. Tersine, modern fizik öncelikle gözlemin uç ölçeğindeki olaylarla ilgilidir ve bu nedenle atomik (veya nükleer) fizik, düşük-sıcaklık fiziği, kuantum mekaniği ve göreceliği içerir. Biyomedikal mühendislik hem klasik ve hem de modern fizik tarafından desteklenir ve onlara dayanır. Modern fizik olmadan CAT (Computerized Axial Tomography) tarama ve MRI (Magnetic Resonance Imaging) gibi muayene araçları mümkün olmazdı. Çalışmamızda daha çok fiziğin mekanik kısmının sonuçlarından faydalandığımız için kısaca değinmekte yarar var.

Klasik mekanik iki temel yaklaşım sunar; süreklilik mekaniği ve istatistiksel mekanik. Örneğin oda sıcaklığında bir bardak suyu ele alalım. Doğal gözlem

ölçeğinde, suyu sürekli ortam olarak görür ve düşünebiliriz. Ancak, gerçekte, biz suyun oksijen ve hidrojen atomlarının birleşiminden oluşmuş, birbiriyle etkileşimli ayrı moleküllerin bir bileşimi olduğunu biliriz ve yine herbir atom çekirdeği arasında, elektronlar arasında ve H₂O molekülleri arasında belirli bir mesafe olduğunu biliriz. İstatistiksel mekanik, doğal gözlem ölçeğindeki büyük davranışları anlamak amacıyla tek tek moleküllerin (istatistiksel) ortalama davranışlarını ifade etmeye çalışır. Süreklilik ve istatistiksel mekanikten hangisinin yararlı olduğunu gösteren güzel bir örnek Apollo uzay mekiğini uzaya taşıyan Saturn V roketi üzerindeki sürüklenmenin analizidir. Roket kalkış yaptığı zaman, hava molekülleri ile roket yüzeyi arasındaki sürtünme etkileşiminden kaynaklanan sürüklenme süreklilik kavramı içinde incelenebilir. Birbirine yakın molekül sayısı o kadar fazladır ki bunların ortalama hacimdeki ifadesi anlamlıdır. Atmosferin yukarısında hava molekülleri birbirinden o kadar uzaktır ki moleküllerin davranışını istatistiksel olarak ele almak gerekir. Diğer bir deyişle süreklilik kavramı $\delta/\lambda \ll 1$ olduğunda geçerlidir. Burada δ mikroyapının karakteristik uzunluk ölçüsüdür, ve λ ilgilenilen fiziksel problemin karakteristik uzunluk ölçüsüdür. Roket için δ hava molekülleri arasındaki mesafe ve λ roketin çapı olabilir. Bu durumda δ/λ oranı yer yakınında 1 den oldukça küçüktür, fakat atmosferin yukarısında 1 mertebesinde.

Biyomekanikteki çeşitli tasarım ve analiz problemlerinde süreklilik kabulü çok yararlı sonuçlar verir. Bununla birlikte, şu akılda tutulmalıdır; herhangi bir özel durumda süreklilik yaklaşımının doğrulanıp doğrulanmaması bilim felsefesi veya metodolojisi meselesi değil deneysel test meselesidir. Diğer bir deyişle, herhangi bir tasarım ve analizin işe yararlılığı ilkin laboratuvarında denetlenmelidir.

Madde üç fazdan birine sahip olarak var olur: Katı, sıvı ve gaz. Mekanik, bu kıstaslar baz alındığında katı mekaniği ve akışkanlar mekaniği olarak ikiye ayrılabilir (Şekil 2.1) [Özkaya, 1999]. Burada akışkanlar mekaniği sıvı ve gaz incelemelerinin her ikisini de kapsar. Akışkan, içinde bulunduğu kabın şeklini hemen alan bir madde olarak tanımlanabilir. Katı madde dışardan çok fazla zorlama olmazsa bu şekil değişimine direnme eğilimindedir.



Şekil 2.1 Sürekli ortamlar mekaniğinde klasik bölümlenme şeması.

2.4 Biyomekanik Problemlere Yaklaşımda Genel Yöntem

Biyolojik doku ve organların biyomekanik davranışları, onları oluşturan öğelerin yapısının ve birbirleriyle olan etkileşimlerinin bir sonucudur. Hücresel ve moleküler seviyedeki olaylarla her zaman ilgilenmeyebiliriz. Ancak atardamar cidarının zayıf noktalarında meydana gelen şişliğin yırtılma potansiyelini değerlendirebilmek için bu duvarlara gelen yükleri hesaplarken hücreye ve hücreler arası maddeye (matrix) ilişkin bilgiler bize detaylı bir kavrayış kazandırır. Çünkü fibroblastlar (bağ dokusunun ana hücresi) iç cidardaki kuvvet değişikliklerine tepki olarak cıdarda kollajen (bağ dokusunun ana proteini) üretimini düzenlerler.

Isaac Newton (1642-1727) temel varsayımlarının tek tek noktasal kütlelere (dünya veya bir elmaya) uygulandığı ayrık (discrete) mekaniği geliştirirken, Leonard Euler (1707-1783) aynı varsayımların cisim içindeki tüm matematiksel noktalara uygulanabileceğini gösterdi [Humphrey, 2004]. Dolayısıyla her biyomekanik

problemi üç şeyin belirlenmesi suretiyle süreklilik mekaniğinin temel varsayımları kullanılarak ifade edilebilir:

- Geometri (ilgilenilen ana bölge)
- Yapısal bağıntılar (belirli şartlar altında uygulanan yüklere malzemenin nasıl yanıt verdiği vb.)
- Uygulanan yükler (veya sınır şartları)

Bu yaklaşımın başarısında anahtar rol oynayan unsur yapısal bağıntıların tespit edilmesidir. Basitçe her yapısal formülasyonun oluşturulmasında beş adımdan bahsetmek mümkündür:

- Malzeme davranışının genel özelliklerinin betimlenmesi
- Uygun teorik çerçevenin oluşturulması
- Yapısal bağıntıların belirli fonksiyonel formlarının tespit edilmesi
- Malzeme parametrelerinin değerlerinin hesaplanması
- Nihai yapısal bağıntıların tahmin etme gücünün değerlendirilmesi.

Sonuçta, elde edilen yapısal bağıntı, malzemenin istenen şartlar altında gösterdiği özel davranışların matematiksel bir ifadesidir. Dolayısıyla verili bir molekül, hücre, doku ve organın farklı şartlar altında gösterdiği sayısız davranışı ifade etmek için muhtemelen birçok teori gerekecektir. Ayrıca uygulanan yüklere karşı oluşan temel mekaniizmaları anlamak ve ölçmek için daima araştırma yapmamız gerekse bile, bu bazen imkansız veya çok zor olabilir. Bu durumda deneysel korelasyonlara bel bağlamak zorunda kalabiliriz.

İlerleyen bölümde biyolojik dokuların mekanik özelliklerine ilişkin genel bir çerçeve çizilecektir.

2.5 Biyolojik Dokuların Mekanik Özellikleri

2.5.1 Viskoelastisite

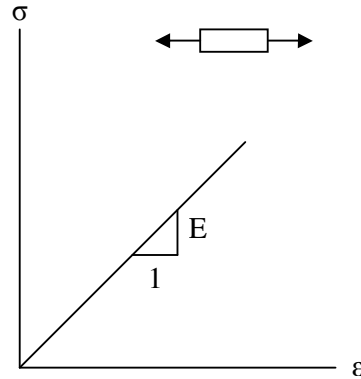
Metallerin büyük bir kısmı oda sıcaklığında, düşük gerilme altında elastik malzeme özelliği gösterirler. Yüksek gerilme altında ise plastik defarmasyona uğrarlar. Elastik malzemeler için gerilme-gerinim arasında ilişkinin genel formu:

$$\sigma = \sigma(\varepsilon) \quad (2.1)$$

şeklinde ifade edilebilir. Yani normal gerilme sadece gerinimin bir fonksiyonudur. Aynı şekilde kayma gerilmesi kayma açısının bir fonksiyonudur.

Lineer elastik bir malzemede gerilim ile gerinim arasında sabit bir oran vardır. Bu orana elastiklik veya katılık modülü (E) denir (Şekil 2.2).

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.2)$$



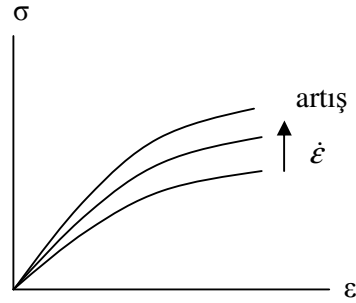
Şekil 2.2 Lineer elastik malzeme davranışı.

Dikkat edilirse bu malzeme modelinde malzeme davranışı zamandan bağımsızdır. Yani malzeme yük uygulanır uygulanmaz deformasyona uğramakta, yük kaldırılır kaldırılmaz da tekrar eski şekline dönmektedir. Malzeme yüklemelere hemen cevap vermektedir.

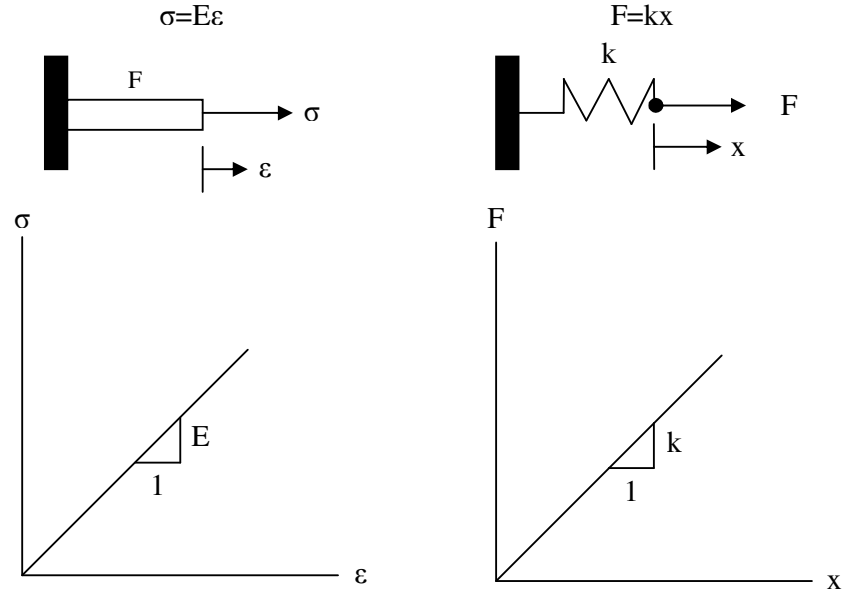
Polimer plastikler, hemen hemen bütün biyolojik malzemeler ve yüksek sıcaklıktaki metaller ise yükleme altında yavaşça deformasyona uğrar ve yükleme ortadan kalktığında yine yavaşça tekrar eski şekillerine dönerler. Malzemenin yüklemeye olan reaksiyonu yüklemenin hangi hızla uygulandığına veya hangi hızla ortadan kaldırıldığına bağlıdır. Bu tür zamana bağlı malzeme davranışına viskoelastisite denir. Viskozite bir akışkan özelliğidir ve sıvının akmaya olan direncinin bir ölçüsüdür. Elastikiyet ise bir katı malzeme özelliğidir. Dolayısıyla viskoelastik malzeme katı ve sıvı malzeme özelliklerinin her ikisine de sahiptir.

Viskoelastik malzemeler için gerilme-gerinim ilişkisi aşağıdaki gibi ifade edilebilir:

$$\sigma = \sigma(\epsilon, \dot{\epsilon}) \quad (2.3)$$



Şekil 2.3 Gerinim hızına bağlı viskoelastik davranış.



Şekil 2.4 Lineer yay ile elastik katı arasındaki benzerlik.

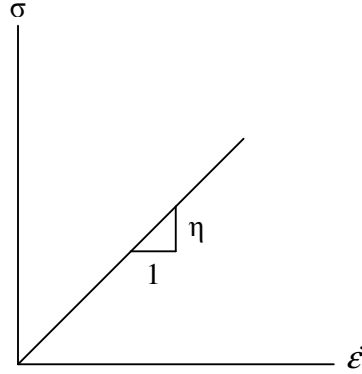
Burada $\dot{\epsilon} = d\epsilon/dt$ gerinim (şekil değiştirme) hızıdır. Bu ilişkinin daha genel bir formu gerinim hızının daha yüksek mertebeden türevleri ilave edilerek elde edilebilir. Bu ilişki bize bir malzemenin gerilim-gerinim eğrisinin tek olmadığını, her gerinim hızı için farklı bir eğri elde edilebileceğini söyler (Şekil 2.3).

Lineer elastik malzeme ile lineer yay arasında bir benzerlik ilişkisi kurulabilir. Lineer elastik malzemede elastisite modülü (E) gerinim-gerinim ilişkisini sağlayan bir sabitken, lineer yayda da K kuvvet-yay uzunluğu ilişkisini sağlayan bir sabittir. E ve K her ikisi de katılığın bir ölçüsüdür. Dolayısıyla yay, elastik malzemenin davranışını temsil etmekte kullanılabilir (Şekil 2.4).

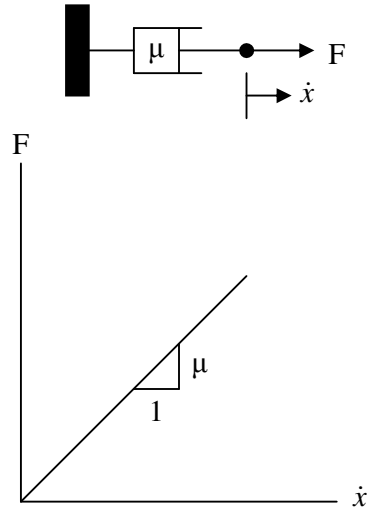
Sıvılar da dış yüklere maruz kaldıklarında deformasyona uğrarlar. Sıvılar sürekli bir deformasyona maruz kalırlar, bir başka deyişle akarlar. Sıvılardaki gerilim, gerinime değil gerinim hızına bağlıdır. Akışkan içindeki gerilim-gerinim hızı ilişkisi lineer bir oransallığa sahipse bu akışkana lineer viskoz akışkan veya Newtonian akışkan denir (ör: kan, su). Bu akışkanlar için gerilim-gerinim hızı:

$$\sigma = \eta \dot{\epsilon} \quad (2.4)$$

şeklindedir. Burada η orantı sabiti akışkanın viskozite katsayısıdır (Şekil 2.5). Bu katsayı, katı cisimlerin birbirine değen yüzeyleri arasındaki sürtünme katsayısı ile benzerdir. Daha yüksek bir viskozite katsayısı, daha yoğun bir sıvı ve bu sıvının daha zor deformasyona uğraması demektir.



Şekil 2.5 Lineer viskoz akışkan için gerilim-gerinim grafiği.



Şekil 2.6 Lineer daşpot ve onun kuvvet-yerdeğiştirme hızı diyagramı.

Malzemelerin mekanik davranışlarının simülasyonu için kullanılan iki temel mekanik eleman yay ve daşpottur. Daşpot, akışkanın mekanik davranışının simülasyonu için kullanılır. Daşpot silindir-piston veya şırınga şeklinde düzenlenmiş bir mekanizmadır (Şekil 2.6). Piston, üzerine uygulanan yük ile aynı yönde ilerler. Piston hızı uygulanan yükün büyüklüğüne ve piston-silindir arasındaki sürtünmeye bağlıdır. Lineer daşpotta uygulanan yük ve yerdeğiştirme hızı arasında lineer bir ilişki vardır. Burada μ sürtünme katsayısıdır. Uygulanan yük ve yerdeğiştirme x yönündeyse:

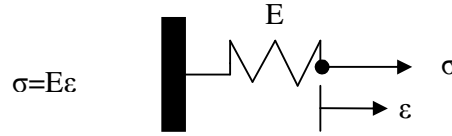
$$F = \mu \dot{x} , \quad \dot{x} = dx/dt \quad (2.5)$$

Yay sisteminde olduğu gibi lineer viskoz akışkan ile lineer daşpot arasında bir benzerlik kurulabilir. Burada gerilim ve gerinim hızı daşpottaki kuvvet ve yer değiştirme hızına, viskozite katsayısı da daşpottaki sürtünme katsayısına benzetilebilir. Sonuç olarak daşpotlar akışkan davranışının temsilinde kullanılabilir.

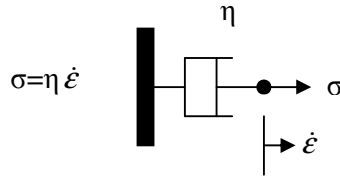
2.5.2 Deneysel Viskoelastisite Modelleri

Değişik şekillerde birbirine bağlanan yay ve daşpotlar deneysel viskoelastik modellerin elde edilmesinde kullanılırlar. Yaylar, elastik katı malzeme davranışını hesaba katmak için ve daşpotlar da viskoz akışkan davranışını ifade etmek için kullanılırlar (Şekil 2.7). Sabit yükün (gerilim) yayda sabit bir deformasyon (gerinim) ve yine sabit yükün daşpotta sabit bir deformasyon hızı (gerinim hızı) ürettiği kabulü vardır. Yaydaki deformasyon, yük ortadan kalktığında tamamen ortadan kalkarken daşpottaki deformasyon kalıcıdır.

YAY: ELASTİK KATI



DAŞPOT: ELASTİK SIVI



Şekil 2.7 Yay, elastik katı ve daşpot, viskoz sıvı davranışını temsil eder.

2.5.2.1 Kelvin-Voight Modeli

Deneysel modellerin en basitleri, yayın ve daşpotun paralel ve seri şekilde bağlanmasıyla elde edilen modellerdir. Kelvin-Voight modeli bir yay ve bir daşpotun paralel şekilde bağlanmasıyla elde edilen bir sistemdir (Şekil 2.8). Burada “s” alt indisi yayı ve “d” alt indisi daşpotu temsil etmek üzere, tüm sisteme uygulanan σ gerilmesi yay ve daşpotta sırasıyla σ_s ve σ_d gerilmelerini üretecektir. Sisteme uygulanan toplam gerilme yay ve daşpot tarafından şu şekilde paylaşılacaktır:

$$\sigma = \sigma_s + \sigma_d \quad (2.6)$$

σ gerilmesi uygulandığında yay ve daşpot, paralel olduklarından, eşit şekilde deforme olacaklardır. Dolayısıyla:

$$\varepsilon = \varepsilon_s = \varepsilon_d \quad (2.7)$$

şeklindedir. Burada ε sistemin toplam gerinimini, ε_s ve ε_d ise yay ve daşpottaki gerinimi temsil etmektedir.

$$\sigma_s = E \varepsilon_s \quad (2.8)$$

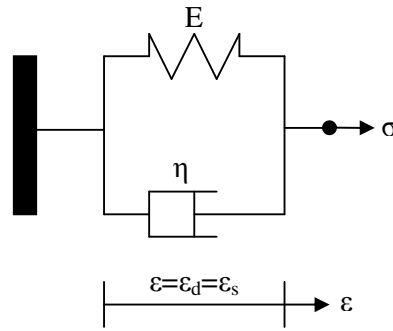
$$\sigma_d = \eta \dot{\varepsilon}_d \text{ ise} \quad (2.9)$$

$$\sigma = E \varepsilon_s + \eta \dot{\varepsilon}_d \text{ olur.} \quad (2.10)$$

Gerinimler eşit olduğundan:

$$\sigma = E \varepsilon + \eta \dot{\varepsilon} = E \varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad \text{olur.} \quad (2.11)$$

Bu birinci dereceden adi diferansiyel denklemdir. Verilen bir gerilme (σ) değeri için ε ye göre çözülebileceği gibi verilen bir gerinim (ε) değeri için gerilmeye (σ) göre de çözülebilir.



Şekil 2.8 Kelvin-Voight modeli.

2.5.2.2 Maxwell Modeli

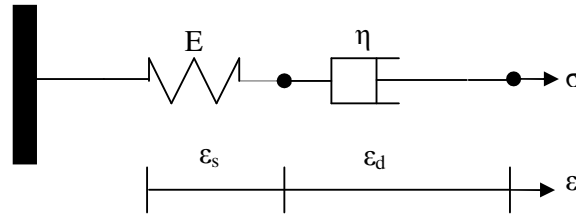
Bu modelde bir yay ve bir daşıpot birbirine seri bağlanarak bir sistem oluşturulmuştur (Şekil 2.9). Tüm sisteme uygulanan gerilme yay ve daşıpota aynen iletilir ($\sigma = \sigma_s = \sigma_d$). Toplam gerinim yay ve daşıpottaki gerinimlerin toplamına eşittir ($\varepsilon = \varepsilon_s + \varepsilon_d$). Dolayısıyla gerilim-gerinim ilişkisini temsil eden diferansiyel denklem aşağıdaki gibidir.

$$\eta \dot{\sigma} + E \sigma = E \eta \dot{\varepsilon} \quad (2.12)$$

Bu birinci dereceden adi diferansiyel denklemdir ve iki parametrelidir (E, η) viskoelastik malzeme davranışını temsil eder.

Yay elastik katıyı temsil etmekte kullanılır ve deformasyonu yayın deformasyon miktarı ile sınırlıdır. Diğer yandan daşıpot, akışkan davranışını temsil

etmekte kullanılır ve yük olduğu müddetçe deformasyonun devam ettiği varsayılır. Maxwell modelinde uygulanan yük yay ve daşıpotun her ikisinin de deformasyonuna neden olur. Yayın deformasyonu sonlu olacaktır. Daşıpot ise yük uygulandığı sürece deformasyonuna devam edecektir. Dolayısıyla Maxwell modelinin katıdan ziyade akışkana daha çok benzediği söylenebilir ve “viskoelastik akışkan modeli” olarak bilinir. Kelvin-Voight modelinde ise yay paralel olduğundan daşıpotun deformasyonu yayın deformasyon miktarı ile sınırlıdır. Bu modeldeki daşıpot sürekli bir deformasyona uğrayamaz. Dolayısıyla Kelvin-Voight modeli “ viskoelastik katı” davranışı temsil eder.

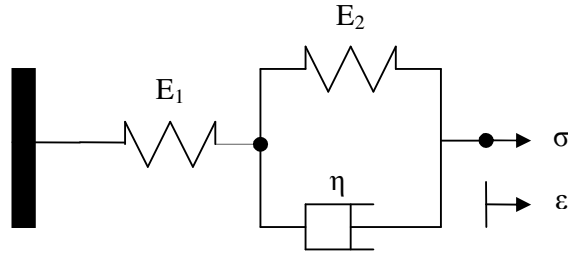


Şekil 2.9 Maxwell modeli.

2.5.2.3 Standart Katı Model

Kelvin-Voight katı ve maxwell sıvı modelleri bir yay ve bir daşıpotun birbirine bağlanmasıyla oluşturulan temel viskoelastik modellerdir. Bunlar bilinen herhangi bir gerçek malzemeyi temsil etmezler. Ancak yaylar ve daşıpotlar ilave etmek suretiyle standart katı model gibi daha karmaşık viskoelastik modeller oluşturmak için kullanılabilirler. Şekil 2.10’da gösterildiği gibi standart katı model bir yay ve Kelvin-Voight modelin seri olarak bağlanması ile meydana getirilir. Bu model E_1 , E_2 ve η gibi üç parametreden oluşur ve beyaz kan hücre zarı, kıkırdak gibi birçok biyolojik malzemenin viskoelastik davranışını ifade etmek için kullanılır. Gerilim-gerinim ve bunların hızlarını ilişkilendiren malzeme fonksiyonu aşağıdaki gibidir:

$$(E_1 + E_2)\sigma + \eta \dot{\sigma} = E_1 E_2 \varepsilon + E_1 \eta \dot{\varepsilon}, \quad \dot{\sigma} = d\sigma/dt, \quad \dot{\varepsilon} = d\varepsilon/dt \quad (2.13)$$



Şekil 2.10 Standart katı model.

2.5.3 Zamana Bağlı Malzeme Tepkisi

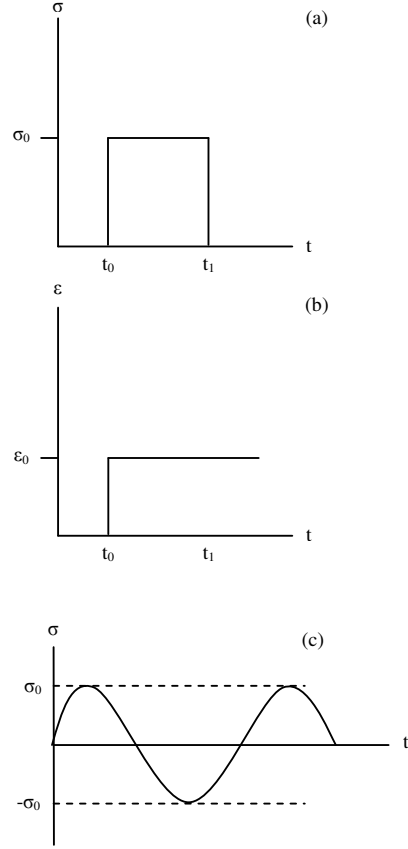
Bir dizi deney yoluyla, verili bir viskoelastik malzeme için deneysel bir viskoelastik model geliştirilebilir. Malzeme davranışının zamana bağlı yönlerini analiz etmek için tasarlanan birçok deneysel teknik vardır. Şekil 2.11 (a)'da gösterildiği gibi sürünme (creep) ve düzelme (recovery) testinde (recoil) t_0 anında bir σ_0 yükü (gerilim) uygulanır, t_1 anına kadar yük sabit olarak uygulanmaya devam edilir, t_1 anında yükleme aniden kaldırılır ve malzemenin bu yükleme şartlarına olan tepkisi gözlemlenir. Şekil 2.11 (b) de gösterildiği gibi “gerilim hafiflemesi” (stress relaxation) testinde malzeme t_0 anında ϵ_0 gerinim seviyesine getirilir ve bu seviye sabit tutularak malzemenin bu gerinim şartlarına olan tepkisi gözlemlenir. Şekil 2.11 (c) de gösterilen “salınım cevabı” (oscillatory response) testinde ise malzemeye harmonik bir gerilim uygulanır ve malzemenin bu gerilim şartlarına olan tepkisi gözlemlenir.

Viskoelastik bir malzemeyi sürünme testine tabi tuttuğumuzu farzedelim, test sonunda elde ettiğimiz değerler gerinimin zamana bağlı bir fonksiyonu olarak bir grafik üzerinde gösterilebilir. Bir dizi deney ile malzeme için deneysel bir viskoelastik model oluşturulabilir. Bu amaçla deneysel model birçok yay ve daşpotu birbirine bağlayarak oluşturulabilir. Modelin diferansiyel denklemi Kelvin-Voight modelindeki gibi bir prosedürle türetilir. Sürünme testinde empoze edilen şart gerilimin sabit olmasıdır ($\sigma = \sigma_0$). Bu şart diferansiyel denklemde yerine konur ve

denklem ε için entegre edilerek çözülür. Elde edilen sonuç gerinimi sabit gerilime (σ_0), elastisite modülüne, viskozite katsayısına ve zamana bağlayan bir denklemdir. Verilen bir σ_0 değeri için elastisite ve viskozite değerleri empoze edilerek bu denklem gerinimi zamana bağlayan bir fonksiyona indirgenir. Bu fonksiyon daha sonra gerinim-zaman grafiğinin çizilmesinde kullanılır ve deneysel yolla elde edilen grafiklerle karşılaştırılır. Deneysel ve analitik yolla elde edilen iki grafiğin genel karakteristikleri birbiriyle örtüşürse malzeme sabitleri olan elastisite modülü ve viskozite modülünün tespit edilmesi için analiz ilerletilir. Bunun için E ve η değerleri değiştirilerek analitik eğri mümkün olduğunca deneysel eğriye yakınlştırılır. Genel olarak bu işleme eğri uydurma denir. Eğriler arasında genel bir uyum yoksa model terk edilir yeni bir model kurularak süreç tekrarlanır.

Gerilim-gerinim ilişkisi, mekaniğin kanunları ile birlikte, malzemenin farklı yükleme şartları altındaki cevabını analiz etmek için kullanılır.

Viskoelastik malzemeler içinde oluşan deformasyonlar oldukça karmaşık olduğundan farklı yükleme şartları altında viskoelastik malzemenin davranışını ifade etmek için çoğu zaman bir dizi deneysel model kullanmak gerekir. Örneğin bir model viskoelastik malzemenin kayma gerilmesi cevabını açıklayabilirken, farklı bir model de normal gerilme cevabını açıklamak için gerekebilir. Yine viskoelastik malzemenin düşük ve yüksek gerinim hızlarındaki cevabını ifade etmek için farklı modeller gerekebilir.



Şekil 2.11 (a) Sürünme ve düzelme, (b) gerilim gevşemesi ve (c) salınım cevabı testleri.

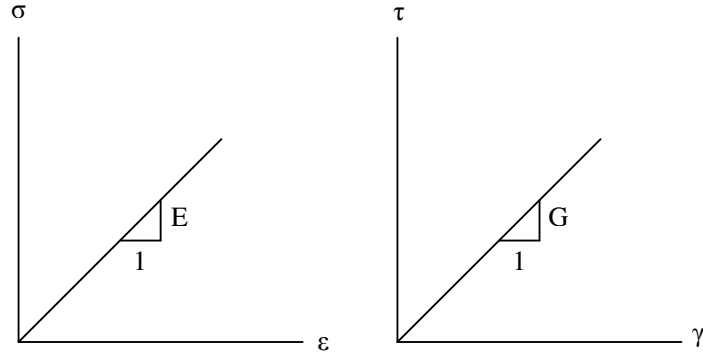
2.5.4 Elastisite ve Viskoelastisitenin Karşılaştırılması

Elastik ve viskoelastik malzeme davranışını karşılaştırmak için çok çeşitli kriterler vardır. Bunlardan bazıları şunlardır:

1- Elastik malzeme tek bir gerilim-gerinim ilişkisine sahiptir. Bu ilişki zamandan veya gerinim hızından bağımsızdır. Elastik malzemelerde normal ve kayma gerilimleri normal ve kayma gerinimlerinin bir fonksiyonu olarak ifade edilebilir.

$$\sigma = \sigma(\epsilon) \text{ ve } \tau = \tau(\gamma)$$

Örneğin lineer elastik katı için gerilim-gerinim ilişkisi $\sigma = E\varepsilon$, $\tau = G\gamma$ şeklindedir. Burada E ve G malzemenin sabit elastiklik modülleridir. Şekil 2.12’de gösterildiği gibi lineer elastik malzeme tek bir normal gerilim-gerinim ve tek bir kayma gerilimi-gerinim grafiğine sahiptir.

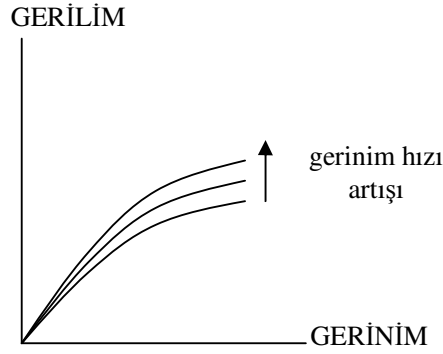


Şekil 2.12 Elastik malzeme sadece bir adet normal ve kayma gerilimi-gerinimi eğrisine sahiptir.

Viskoelastik malzemeler ise zamana bağlı malzeme davranışı gösterirler. Viskoelastik malzemenin uygulanan yüke yanıtı sadece yükün büyüklüğüne bağlı değildir, ayrıca yükün uygulanma ve ortadan kaldırılma hızına da bağlıdır. Dolayısıyla, viskoelastik malzeme için gerilme-gerinim bağıntısı tek değildir ve zamanın bir fonksiyonudur. Bir başka deyişle, malzemedeki gerilim ve gerinim hızlarına bağlıdır.

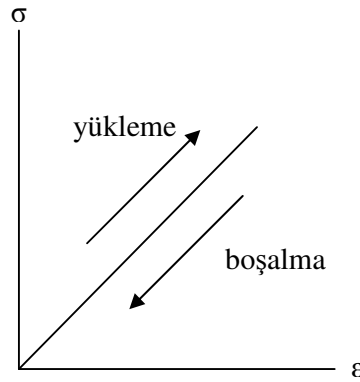
$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t), \quad \tau = \tau(\gamma, \dot{\gamma}, \dots, t)$$

Sonuç olarak şekil 2.13’de gösterildiği gibi viskoelastik malzemeler tek bir gerilim-gerinim eğrisine sahip değildir.



Şekil 2.13 Viskoelastik malzeme için gerilim-gerinim diyagramı tek olmayabilir.

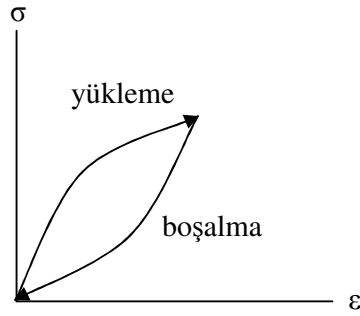
2- Elastik cismi deforme etmek için verilen gerinim enerjisi cisimde potansiyel enerji olarak depo edilir. Bu enerji, yük kaldırıldığı zaman cisim tekrar eski şekline getirmek için kullanılır. Şekil 2.14’de görüldüğü gibi yükleme ve boşalma yolları çakışıktır. Bu, yükleme ve boşalma süresince enerji kaybının olmadığına işaret eder.



Şekil 2.14 Elastik malzemede yükleme ve boşalma eğrileri üst üste çakışır.

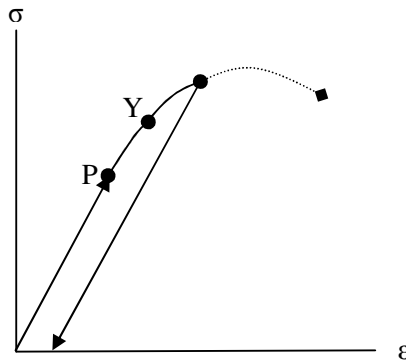
Viskoelastik cisimde ise gerinim enerjisinin bir kısmı potansiyel enerji olarak depo edilirken, bir kısmı da ısı olarak harcanır. Maxwell modelini ele alırsak; yayı germek için sağlanan enerji depo edilirken daşpotu deforme etmek için sağlanan enerji, daşpotun hareketli parçaları arasındaki sürtünme nedeniyle, ısı olarak harcanır. Yayı eski haline getirmek için depolanan enerji mevcut iken, daşpotu eski haline getirmek için herhangi bir enerji mevcut değildir.

Şekil 2.10’da gösterilen standart katı modeli gözönüne alırsak tipik yükleme ve boşalma eğrileri Şekil 2.15’deki gibidir. Yükleme ve boşalma eğrilerinin çevrelediği alana “hysteresis loop” denir. Bu alan deformasyon ve düzelme süreçleri boyunca ısı olarak kaybedilen enerjiyi gösterir. Bu alanın büyüklüğü gerinim hızına bağlıdır. Viskoelastik malzemedeki bu alanın varlığı, sürekli olarak yükleme ve boşalmaya maruz kalan malzemede sıcaklık artışı olacağını işaret eder.



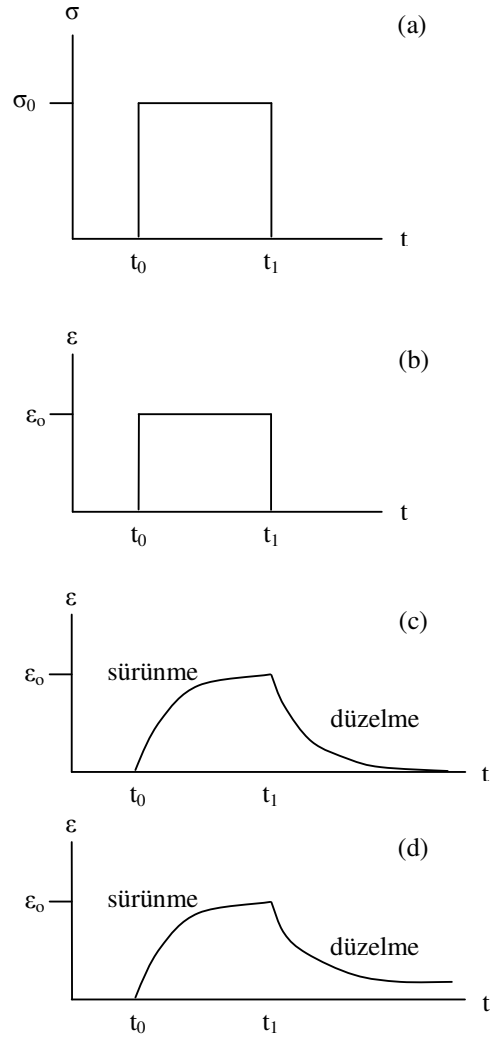
Şekil 2.15 Hysteresis loop.

Elastik malzemelerin çoğunda gerilme değeri elastiklik sınırını aşarsa plastik deformasyon başlar. Elastik-plastik malzemelerde gerinim enerjisinin bir kısmı plastik deformasyon sırasında ısı olarak harcanır. Bu, yükleme-boşalma grafiklerinde “hysteresis loop” ların varlığı ile gösterilir (Şekil 2.16). Bu tip malzemelerde sadece plastik deformasyon için içine katılırsa enerjinin bir kısmı ısı olarak harcanır. Oysa viskoelastik malzemeler gerilim ve gerinimin küçük veya büyük olmasına bakmaksızın enerji kaybederler.



Şekil 2.16 Elastik-plastik malzeme için Hysteresis loop.

3- Viskoelastik malzemeler zamana bağımlı malzeme özelliklerine sahip olduklarından elastik ve viskoelastik malzemelerin zamana bağımlı yükleme şartları altındaki reaksiyon farklılıkları oldukça belirgindir (Şekil 2.17).



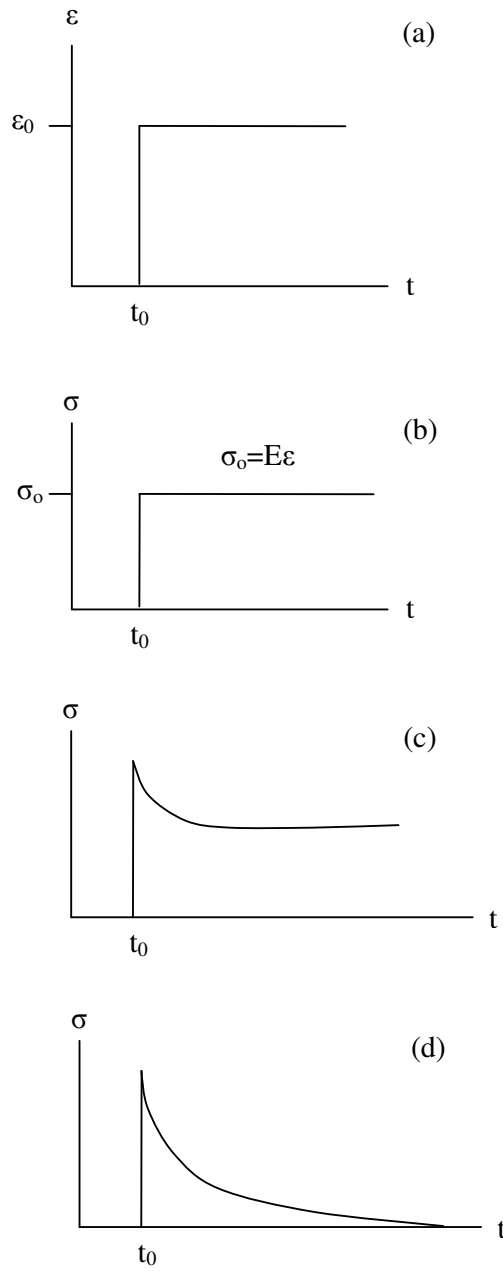
Şekil 2.17 Sürünme ve düzeltme.

Sürünme ve düzelme testi (creep and recovery), t_0 anında uygulanan sabit σ_0 gerilmesi ve t_1 anında bu gerilmenin ortadan kaldırılması sonucunda malzemenin tepkisi gözlemlenerek gerçekleştirilir. Bu yük, lineer elastik bir malzemede t_0 anında $\varepsilon = \sigma_0/E$ gerinimine neden olur ve t_1 anında, deforme olan malzeme aniden eski haline geri döner. Viskoelastik malzeme aynı yükleme şartlarına $t_0 - t_1$ zaman aralığında gittikçe artan bir gerinim şeklinde tepki verecektir ve t_1 anında gittikçe azalan bir gerinim başlayacaktır. “Viskoelastik akışkan”da ise tam bir düzelme asla başlanamayacaktır ve malzeme içinde artık bir deformasyon kalacaktır.

Şekil 2.18 de gösterildiği gibi gerilim yumuşaması testi (stress relaxation), malzemeyi ani bir şekilde ε_0 sabit gerinim düzeyine germek ve malzemenin tepkisini gözlemlemek suretiyle gerçekleştirilir. Lineer elastik bir malzemenin tepkisi Şekil 2.18 (b)’deki gibidir. Malzeme içindeki sabit $\sigma_0 = E \varepsilon_0$ gerilimi ε_0 gerinimi sürdüğü müddetçe olmaya devam edecektir. Bir başka deyişle elastik malzeme gerilim yumuşaması davranışı göstermez. Diğer taraftan viskoelastik malzemenin tepkisi ise zamanla azalan bir ilk yüksek gerilme şeklinde olacaktır. Malzeme viskoelastik katı ise gerilim düzeyi asla sıfır olmayacaktır. Viskoelastik sıvı malzemede ise gerilim eninde sonunda sıfır değerine ulaşacaktır.

Zamana bağlı davranışları nedeniyle viskoelastik malzemelerin hafızaları olduğu söylenir.

Hemen hemen tüm biyolojik malzemeler viskoelastik özellik gösterirler.



Şekil 2.18 Gerilim gevşemesi.

2.6 Biyolojik Dokuların Ortak Özellikleri

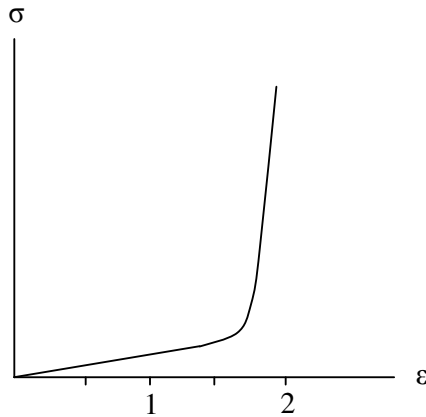
Biyomekanik alanındaki çalışmaların amaçlarından birisi de, biyolojik dokuların çeşitli yükleme şartları altındaki davranışlarını ifade eden matematiksel modelleri geliştirmek için onların mekanik özelliklerinin saptanmasıdır. Biyomekanik alanındaki incelemelerde mühendislik yöntemlerinden ve ilkelerinden faydalanmak, biyolojik dokuları mühendislik malzemeleri gibi ele almak yaygın bir uygulama olmuştur. Ancak, canlı dokular mühendislik malzemelerinden çok daha farklı özelliklere sahiptir. Örneğin, canlı dokular içinde bulundukları şartlara uyum sağlayabilir ve kendi kendilerini onarabilirler. Yani değişen mekanik isteklere mekanik özelliklerini değiştirerek cevap verirler ve kendi kendilerini onarabilirler. Canlı dokuların mekanik özellikleri yaş ile değişme eğilimindedir. Canlı dokuların çoğu, anizotropik ve homojen olmayan özelliklere sahip farklı tipte malzemelerden oluşan kompozit malzemelerdir. Başka bir deyişle, canlı dokuların mekanik özellikleri doku içinde noktadan noktaya değişebilir ve dokular farklı yönlerde uygulanan yüklere farklı tepkiler verebilirler. Örneğin, kemiğin katılık ve mukavemet değerleri farklı kemikler arasında değişebileceği gibi aynı kemik içinde noktadan noktaya da değişebilir. Ayrıca, doğadaki hemen hemen tüm canlı dokular viskoelastiktir. Dolayısıyla, test neticesinde elde edilen mukavemet değerleri verilirken gerinim veya yükleme hızı değeri de belirtilmelidir. Bu faktörler, canlı dokular için elde edilen mekanik özelliklerin çoğunun belirli yaklaşıklıklar olduğunu ifade eder. Yine bu faktörler nedeniyle, canlı dokuların davranışını ifade eden matematiksel modeller özel yükleme düzenekleri altında dokunun tepkisini betimlemekle sınırlıdır.

Mekaniksel bakış açısından bütün dokular kompozit malzemelerdir [Schneck, 1992]. Biyolojik dokuların en yaygın bileşenleri kollajen fiberler (bağ dokusunun ana unsurunu oluşturan esnek nitelikte beyaz yumuşak lif) ve elastin fiberlerdir (elastik dokuyu oluşturan sarı lifler). Bu fiberler, içinde bulundukları dokunun mekanik özelliklerini etkileyen en önemli unsurlardır. Kollajenler, fiber içindeki fibrilleri oluşturan proteinlerdir. Burada, her bir fibril mekaniksel bir yay ve her bir fiber de yaylar topluluğu olarak düşünülebilir. Kollajen fiberlerin temel mekaniksel fonksiyonu aksenal çekmeye dayanmaktır. Uzunluk-çap oranının çok yüksek

olmasından dolayı kollajen fiberler basma yükleri altında etkili değildirler. Fiberler çekmeye maruz kaldıkları zaman kıvrımları düzelir ve uzunlukları artar. Mekaniksel yaydaki gibi, fiberi germek için harcanan enerji depo edilir ve yük ortadan kalktığında bu enerji eski haline dönmek için harcanır. Kollajen fiberin her bir fibrili yoğunluğu sudan müteşekkil jel benzeri bir madde ile çevrilidir. Dolayısıyla kollajen fiberler iki faza sahiptir: katı ve sıvı. Kollajen fiberler görece olarak yüksek çekme mukavemetine ve zayıf basma kuvveti direncine sahip viskoelastik malzeme özelliğine sahiptirler.

Kollajen fiberlerin geometrik düzenlenişleri ve kollajen olmayan doku bileşenleriyle olan etkileşimleri biyolojik dokuların mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Kollajen olmayan doku bileşenleri arasında elastin diğer bir lifli (fibröz) proteindir. Kauçuğa benzer malzeme özelliklerine sahiptir.

Elastin ve mikrofibriller çok büyük miktarda uzayabilen elastik fiberleri oluştururlar. Uzunlukları yüksek gerinimde bile tersinirdir. Elastin fiberler %200 lük bir uzama bölgesine kadar düşük bir katılığa sahiptirler. Bu bölgeyi, katılığın keskin bir şekilde arttığı, kısa bir alan takip eder (Şekil 2.19). Elastin fiberler kopmadan önce gözle görülür bir plastik deformasyon göstermezler. Özet olarak, elastin fiberler düşük elastisite modüllü elastik malzeme özelliklerine sahipken, kollajen fiberler daha yüksek elastisite modüllü viskoelastik malzeme davranışı gösterirler.



Şekil 2.19 Elastin için gerilim-gerinim diyagramı.

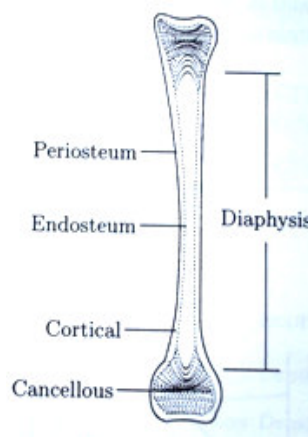
2.7 Kemiğin Biyomekaniği

Kemik insan bedeninin esas yapısal elementidir. Kemikler iskelet sisteminin yapısal bloklardır. Bu sistem iç organları korur, kinematik bağlantıları sağlar, beden ve kas hareketlerini kolaylaştırır. Diğer yapısal malzemelerle kıyaslanırsa kendi kendini tamir etmede de eşsiz olduğu görülür. Kemik ayrıca, değişen mekaniksel isteklere yanıt verebilmek için şeklini, mekanik davranışlarını ve mekanik özelliklerini değiştirebilir. Kemiğin mekanik özelliklerini değiştiren ana etmenler: kemik kompozisyonu, kemiği oluşturan dokuların mekanik özellikleri, kemiğin boyutu ve geometrisi ile uygulanan yükün büyüklüğü, hızı ve yönüdür.

2.7.1 Kemiğin Bileşimi

Biyoloji terminolojisinde kemik, bedenin çeşitli yapısal elementlerini birbirine bağlayan bir bağ dokudur. Mekanik terminolojisinde ise kemik, çeşitli katı ve sıvı fazlara sahip kompozit bir malzemedir. Kemik, hücrelerden, fiberlerin organik mineral matrisinden ve kollajen fiberleri çevreleyen maddeden müteşekkildir. Kemiğin inorganik elemanı onu sert ve görece rijid yapar, organik elemanı ise esneklik ve çabuk toparlanma gücü sağlar. Kemiğin bileşimi kemik türüne, yaşa, cinsiyete, kemik tipine, kemik dokusu tipine ve kemikte var olabilecek hastalıklara göre değişiklik gösterir.

Makroskopik düzeyde bütün kemikler iki tip dokudan oluşur (Şekil 2.20). Kortikal (kabuk) veya kompakt (tıkız) kemik dokusu, kemiğin dış kabuğunu (korteks) oluşturan yoğun bir malzemedir ve uzun kemiklerin diyafiz (kemik gövdesi) bölgesidir. Cancellous (gözenekli-süngerimsi kemik dokusu), trabecular (trabeküler) veya spongy (süngersi) kemik dokusu; kortikal kemik dokusunun çevrelediği gevşek ağ yapısına sahip ince tabakalardan oluşur. Kemikler periyost (kemik dış zarı) adı verilen yoğun lifli bir zar ile kaplıdır. Periyots eklem yüzeyleri dışındaki tüm kemik yüzeyini kaplar. Eklem yüzeyleri eklem kıkırdağı (articular cartilage) ile kaplıdır.



Şekil 2.20 Kemik kesiti.

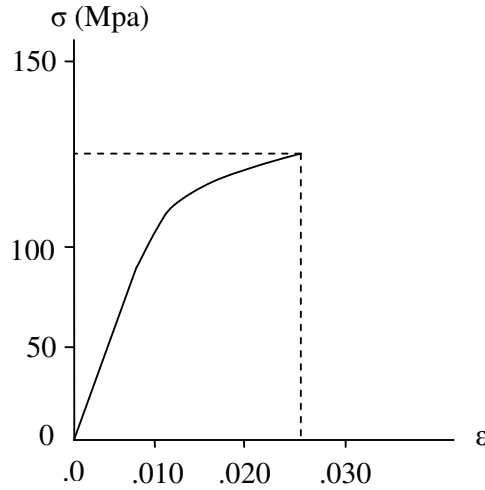
2.7.2 Kemiğin Mekanik Özellikleri

Kemik homejen olmayan bir malzemedir, çünkü çeşitli hücrelerden ve farklı malzeme özelliklerine sahip organik ve inorganik maddelerden meydana gelir. Kemik anizotrop bir malzemedir, mekanik özellikleri çeşitli yönlerde farklılık gösterir. Yani kemiğin mekanik tepkisi uygulanan yükün büyüklüğü kadar yönüne de bağlıdır. Örneğin, kemiğin basma mukavemeti çekme mukavemetinden daha büyüktür. Kemik viskoelastik malzeme özelliklerine sahiptir. Kemiğin mekanik tepkisi uygulanan yükün hızına bağlıdır. Kemik hızlı uygulanan yüklere yavaşça uygulanan yüklerden daha fazla direnç gösterir. Bir başka deyişle, kemik yüksek gerinim hızlarında daha kuvvetli ve daha katıdır.

Kemiğin mekanik tepkisi onu çekmeye, basmaya, bükmeye ve burulmaya maruz bırakarak gözlemlenebilir. Bu testler uniform kemik numunesi veya tüm kemik kullanılarak gerçekleştirilebilir. Amaç özel bir kemik dokusunun (kabuk veya sünger doku) mekanik tepkisini incelemekse, testler, kemik numuneleri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Diğer yandan tüm kemiği test etmek bu kemiğin tüm hacminin özelliklerini tespit etmeye çalışmaktır.

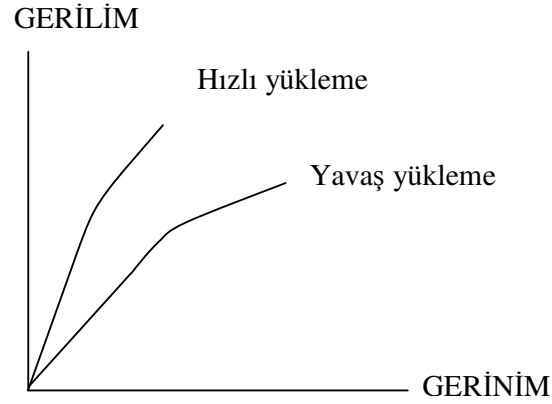
Şekil 2.21 deki eğri uyluk kemiğinin, kortikal dokusunun $\dot{\epsilon}=0,05 \text{ s}^{-1}$ gerinim hızında, boylamasına yönde, çekme yükleri altında elde edilen $\sigma - \epsilon$ çekme gerilmesi

eğrisidir. Burada maksimum çekme gerilmesi, maksimum gerinim, şekil değiştirme sertleşmesi modülü ve elastisite modülünün ortalama değerleri kullanılmıştır. Bu eğrinin üç farklı bölgesi vardır. İlk bölge lineer elastik bölgedir ve bu bölgedeki düz çizginin eğimi elastiklik modülüne eşittir, yaklaşık 17 GPa. Orta bölgede kemik nonlineer elasto-plastik malzeme davranışı gösterir. Plastik davranışa başlama noktası bu bölgededir. Ofset metodu ile bu nokta belirlenebilir. Yaklaşık 110 MPa. Son bölgede kemik lineer plastik malzeme davranışı gösterir. Bu çizginin eğimi kemik dokusunun şekil değiştirme sertleşmesi modülüne eşittir, yaklaşık 0.9 GPa. Çekme gerilmesinin yaklaşık 128 MPa değerinde kemik kırılır. Bu noktada çekme gerinimi yaklaşık 0.026 dır.



Şekil 2.21 Kortikal kemiğin, boylamasına yükleme altında 0.05 gerinim hızında elde edilen gerilim-gerinim eğrisi.

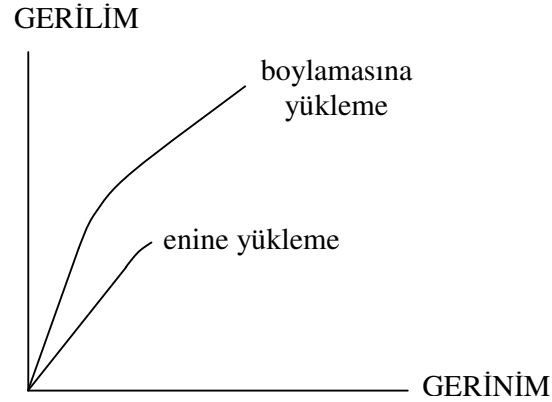
Kemiğin mukavemet değerleri yükün uygulanma hızı gibi birçok faktöre bağlıdır. Kemik dokusunun viskoelastik doğası Şekil 2.22 de gösterilmiştir. Farklı gerinim hızlarındaki $\sigma - \epsilon$ eğrileri şunu göstermektedir: hızlı yüklemeye maruz kalan kemik dokusu numuneleri yavaş yüklemeye maruz kalan numunelere göre daha büyük elastisite modülü ve maksimum çekme gerilmesi değerlerine sahiptir. Yine şekilden görüldüğü gibi kemik dokusunun absorbe ettiği enerji miktarı artan gerinim hızıyla orantılı olarak artmaktadır. Günlük aktiviteler sırasında kemik dokuları yaklaşık $0,01 \text{ s}^{-1}$ gerinim hızına maruz kalır.



Şekil 2.22 Kortikal kemik dokusu için gerinim hızına bağlı gerilim-gerinim eğrileri.

Kemiğin gerilim-gerinim davranışı ayrıca yükleme yönüne de bağlıdır. Kemiğin bu anizotropik davranışı Şekil 2.23’de gösterilmiştir. Kortikal kemik dokusu boylamasına yönde yanlamasına yöne göre daha büyük çekme dayanımına ve daha büyük elastisite modülüne sahiptir. Ayrıca enlemesine yönde yüklemeye maruz kalan kemik numuneleri daha gevrek (önemli bir plastik deformasyon göstermeden) bir tarzda kırılırlar.

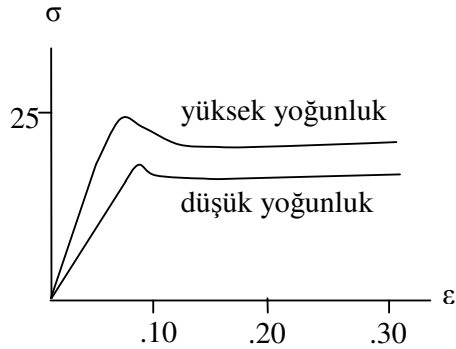
Kemiğin mekanik özelliğini yansıtan değerler çok geniş bir aralıkta değişiklik gösterir. Kemiğin çekme mukavemeti çeliğinkinin yaklaşık %10’u mertebesindedir. Ayrıca kemiğin katılığı çeliğinkinin %5’i kadardır. Başka bir deyişle aynı boyutta ve aynı çekme yükü altındaki numuneler için kemik numuneleri çelik numunelerinin 20 katı kadar daha fazla deforme olur.



Şekil 2.23 Kemik dokusu için yükleme yönüne bağlı gerilim-gerinim eğrileri.

Kemik dokularının süngerimsi ve kabuk bölgelerinin kimyasal terkibi benzerdir. Süngerimsi bölgenin farklılığı onun gözenekli olan yapısıdır. Kemik dokuları arasındaki fiziksel fark kemiğin görünür yoğunluğuna göre tanımlanabilir. Kemiğe değişken yoğunluklu tek bir malzeme gözüyle bakılabilir. Bu yoğunluk değerleri kemik tipinden kemik tipine veya aynı kemik içinde farklılıklar gösterir. Kemik yoğunluğu malzemenin mukavemet değerlerini etkileyen önemli bir unsurdur.

Süngerimsi kemik dokusunun basma gerinim-gerilim eğrisine bakıldığında 0.05 gerinim değerine kadar olan bölümünün lineer elastik olduğu görülür (Şekil 2.24). Trabekül kırılmaya başladığında malzeme plastik deformasyonu başlar. Bu ilk elastik bölgeyi kırılmaya kadar devam eden hemen hemen sabit gerilme değerindeki bir bölge takip eder. Yani sünek malzeme davranışı gösterir. Kabuk kemik dokusunun tersine, süngerimsi kemik dokusu çekme yükü altında ani bir şekilde kopar. Süngerimsi kemik dokusu kabuk kemik dokusuna göre yaklaşık %25-30 daha yoğun, %5-10 daha katı ve 5 katı kadar da daha sünektir. Süngerimsi dokunun enerji absorbe etme kapasitesi basma yükleri altında çekme yüklemesine göre oldukça yüksektir.



Şekil 2.24 Süngerimsi kemik dokusu için görünür yoğunluğa bağlı gerilim-gerinim eğrileri.

2.7.3 Kemiğin Yapısal Bütünlüğü

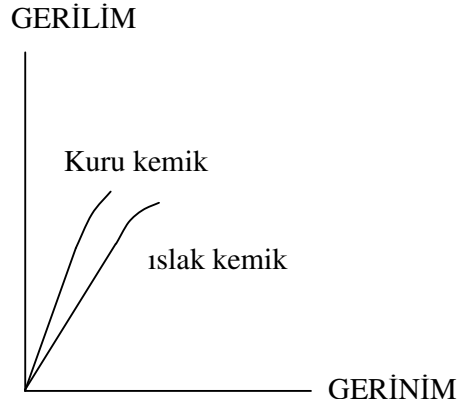
Kemiğin yapısal bütünlüğünü etkileyen bir çok unsur vardır. Örneğin, kemiğin boyutu ve geometrisi kemik boyunca iç kuvvetlerin dağılımını belirler. Daha büyük kemik, daha büyük kesit alanı ve dolayısıyla daha küçük gerilim demektir. Sonuç olarak, daha büyük kemik demek yüklere karşı daha dirençli kemik demektir.

Uzun kemiklerin ortak özelliği kemik gövdesindeki boru şeklindeki yapının varlığıdır. Bu yapı aynı kütleye sahip katı dairesel yapıya oranla çok daha fazla mekanik fayda sağlar. Burulmaya maruz kalan yapılardaki kayma gerilmeleri yapının kesit alanının polar atalet momenti (J) ile , eğilmeye maruz kalan yapılardaki normal gerilmeler ise kesit atalet momenti ile ters orantılıdır. Daha büyük polar ve atalet momenti, daha küçük gerilme demektir. Boru şeklindeki yapılar aynı hacme sahip katı silindirik yapılara göre daha büyük polar ve alan atalet momentlere sahiptirler. Dolayısıyla boru şeklindeki yapılar katı silindirik yapılara kıyasla bükme ve burulma kuvvetlerine karşı daha dirençlidirler. Ayrıca, borulu yapı aynı kesit alanına sahip silindirik katı yapıya göre iç kuvvetleri kesit alanı üzerine daha düzgün dağıtır.

Osteoporoz (kemik içindeki anormal boşluklar) gibi anormal yapılar kemiğin görünür yoğunluğunu düşürerek kemiğin yapısal bütünlüğünü bozabilir. Kemik yoğunluğundaki küçük azalmalar kemik mukavemetinde büyük düşüslere neden olabilir. Aynı geometriye sahip normal kemiğe kıyasla osteoporotik kemik daha düşük yükleme şartlarında daha kolay deforme olacaktır ve daha kolay kırılacaktır. Kemik yoğunluğu yaşla ve kullanılmama periyoduna bağlı olarak değişebilir ve böylece tüm kemik mukavemeti değişebilir. Kemik geometrisini değiştiren ameliyatlar kemik mukavemetini azaltabilir. Vida delikleri gibi kemik kusurları kemiğin yük taşıma yeteneğini azaltır. Çünkü delik kenarlarında gerilim yoğunlaşması meydana gelir.

Kemik yaşla birlikte daha katı ve daha az sünek olur. Ayrıca yaşla birlikte kemiğin enerji absorbe etme yeteneği ve maksimum gerinim değeri azalır. Kemik daha çok kuru kemik gibi davranır. Kuru kemikler daha yoğundur, daha yüksek

çekme mukavemetine sahiptirler ve ıslak kemiklere göre daha kırılabilirler (Şekil 2.25)



Şekil 2.25 Kuru ve ıslak kemikler için gerilim-gerinim eğrileri.

2.7.4 Kemik Kırılmaları

Kemikler ortalama yük altında küçük deformasyona uğrarlar ve yük kaldırıldığında eski hallerine dönerek elastik malzeme davranışı gösterirler. Büyük yükler altında ise büyük deformasyonlar gerçekleşir ve yük değeri maksimum çekme dayanımını aştığında kırılma oluşur.

Basma kuvvetleri nedeniyle oluşan kırılmalar, yaygın olarak, çok yaşlı insanların omurlarında görülür. Bunların kemikleri yaşlılık nedeniyle zayıflamıştır. Baskı nedeniyle oluşan kemik kırıkları uzun kemiklerin kemik gövdelerinde de oluşur. Uzun kemik kırıkları genellikle burulma ve eğilme nedeniyle oluşur. Kemiğin yorulma kırılması, tekrarlı yüklerin neden olduğu hasar kemiğin kırılmayı önlemek için gerçekleştirdiği onarma düzeyini aşarsa gerçekleşir. Bu tür kırılmalar yaygın olarak profesyonel atletlerde görülür. Kliniksel olarak, kemik kırılmalarının çoğu basit yüklemelerden ziyade kompleks ve birleşik yükleme şartlarının bir sonucudur.

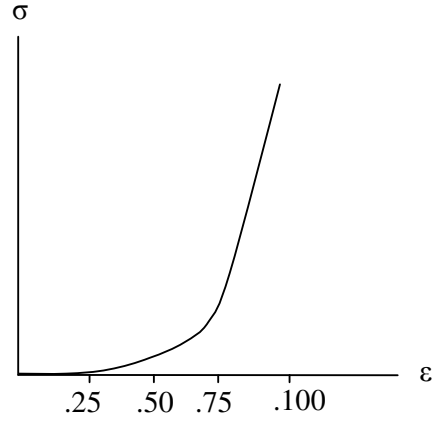
2.8 Ligament ve Tendonların Biyomekaniği

Tendonlar ve ligamentler lifli bağ dokularıdır. Tendonlar mekanik kuvvetleri kaslardan kemiklere ileterek eklem hareketlerine yardımcı olurlar. Ligamentler kemikleri birbirine bağlayarak eklem stabilitesine yardımcı olurlar. Mekanik kuvvetler üretebilen aktif kas dokularından farklı olarak tendonlar ve ligamentler pasif dokulardır. Yani kuvvet oluşturmak için herhangi bir kasılma hareketi gerçekleştirmezler [Woo, 1993].

Birçok eklem yeri etrafında bir veya birkaç kastan daha fazlasını bağlamak için yeterli alan yoktur. Yine kasların kemiğe bağlantı yerlerindeki kas kesit alanları küçük olduğundan buradaki gerilmeler büyüktür. Kaslara kıyasla tendonlar daha katı ve daha yüksek çekme dayanımına sahip olduklarından daha büyük gerilmelere dayanırlar. Dolayısıyla alanın sınırlı olduğu eklem yeri civarındaki kas-kemik bağlantıları tendonlar vasıtasıyla gerçekleştirilir. Tendonlar, büyük yükleri küçük deformasyonlarla taşıma yeteneğine sahiptirler. Tendonların bu özelliği kasların, tendonları germek için enerji harcamaya gerek kalmaksızın, kemiklere kuvvet iletmelerine olanak sağlar.

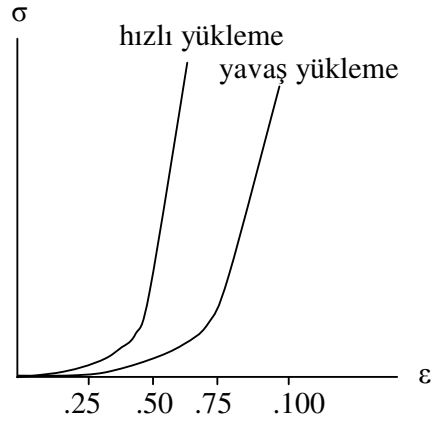
Tendon ve ligamentlerin mekanik özellikleri bileşimlerine bağlıdır. Tendon ve ligamentlerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan en yaygın araç tek eksenli çekme testidir (Şekil 2.26). Bu eğrinin şekli elastik elastin fiberler ile viskoelastik kollajen fiberler arasındaki etkileşimin bir sonucudur. Düşük gerinim değerine (0.05) kadar elastik fiberler (elastin fiber) etkilidir, bu bölgede kollajen fiber kıvrımları düzleşir. Bu gerinim değerine kadar, tendonları germek için gerekli kuvvet çok küçüktür. Kollajen fiber kıvrımları düzleştiği zaman tendonlar katılaştır. Artık kollajen fiberdeki sıvı benzeri madde akma eğilimindedir. Bu nedenle daha yüksek gerinim değerlerinde, katı ve viskoelastik yapı uygulanan yükün artan bölümünü almaya başlar. Tendonların 0.04 gerinim değerine (ϵ_y) kadar çalıştığına inanılır. Tendonlar 0.1 (ϵ_u) gerinim değerinde veya 60 MPa gerilim değerinde (σ_u) yırtılır.

Şekil 2.26’da görüldüğü gibi çekme eğrisi altındaki alan oldukça küçüktür. Başka bir deyişle, tendonu belirli bir gerilim değerine kadar germek için gereken enerji lineer elastik malzemeyi aynı gerilim değerine kadar germek için gereken enerjiden çok daha küçüktür.

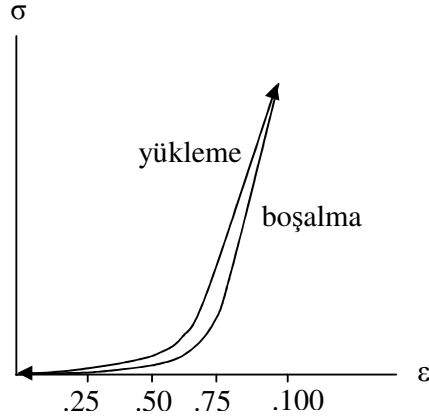


Şekil 2.26 Tendon için gerilim-gerinim eğrisi.

Tendon hızlı bir şekilde gerildiği zaman tendon içindeki özsıvının akması için daha az bir şans vardır ve sonuç olarak tendon daha katı olur (Şekil 2.27). Tendonun zamana bağlı yükleme-boşalma eğrisi Şekil 2.28’deki gibidir. Tendonu germek için yapılan iş tendonu eski haline germek için gereken işten daha fazladır. Dolayısıyla enerjinin bir kısmı işlem sırasında kaybedilir.



Şekil 2.27 Tendon için gerinim hızına bağlı gerilim-gerinim eğrileri.



Şekil 2.28 Tendon için hysteresis loop.

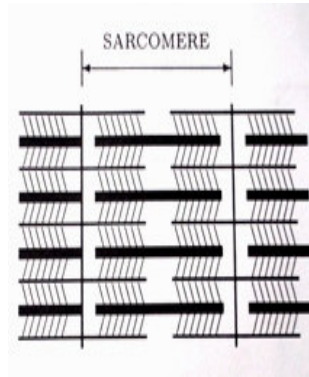
Ligamentlerin mekanik rolü, kuvvetleri bir kemikten diğerine iletmektir. Ligamentler ayrıca iskelet eklemleri için stabilizatör rolü oynarlar. Ligamentlerin bileşimi ve yapısı beden içindeki işlevlerine ve bulundukları pozisyonlara bağlıdır. Tendonlar gibi öz madde ile çevrelenmiş dalgalı kollajen fiberler içeren kompozit malzemelerdir. Tendonlara kıyasla, ligamentler daha büyük oranda elastin fiberler içerirler. Ligamentlerin mekanik özellikleri tendonlara benzer. Tendonlar gibi viskoelastiktirler ve hysteresis özelliği gösterirler, fakat elastik deformasyonları $\epsilon_y = 0.25$ gerinim değerine kadardır (tendonların yaklaşık beş katı) ve $\sigma_y = 5$ MPa 'dır. 20 MPa gerilim değeri civarında yırtılırlar.

Ligament ve tendonlar viskoelastik olduklarından, onları germek için harcanan enerjinin bir kısmı özmadde içindeki akışkanın akması için harcanır ve geri kalan enerji gerilen doku içinde depo edilir. Tendonlar ve ligamentler sert malzemelerdir, kolay kolay yırtılmazlar. En yaygın tendon ve ligament hasarı, onların kemiklerle olan birleşme yerlerinde gerçekleşir.

2.9 İskelet Kaslarının Biyomekaniği

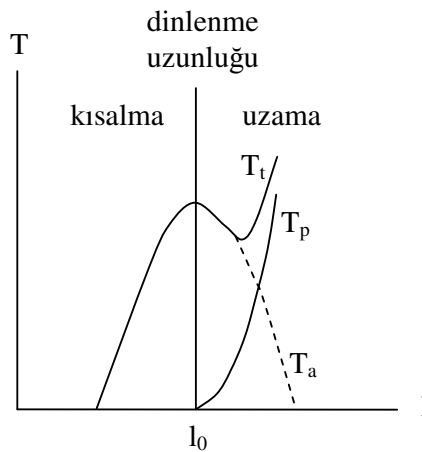
Üç tip kas vardır: İskelet kası, düz kas ve kalp kası. Düz kaslar iç organları çevrelerken kalp kasları kalbi oluşturur. İskelet kasları tendonlar ve/veya aponevrozis (aponevroses, akderi-akörtü) vasıtasıyla en azından iki kemiğe bağlanırlar. Kemiklerin birbirlerine göre görece hareketlerine yol açarlar ve/veya kemik hareketlerini kontrol ederler. Kas fiberleri sinir uyarılması etkisiyle büzüldüğünde, kas, bağlandığı kemikler üzerinde, çekme etkisi oluşturur. Kas büzülmesi, kas kısalmasının (concentric contraction) ve kas uzamasının (eccentric contraction) bir sonucu olarak oluşabileceği gibi kas uzunluğunda herhangi bir değişiklik olmaksızın da (static or isometric contraction) oluşabilir.

İskelet kası, kas lifleri ile miyofibrillerin (kas hücrelerinin sitoplazmasındaki ince liflerden her biri) bir bileşimidir. Miyofibriller kasılma yeteneğine sahip elemanlardan oluşur: Aktin ve miyosin proteinleri. Aktin ve miyosinler lif (filament) şeklinde görünürler. Görece kalın birkaç miyosin lifi çapraz köprüler vasıtasıyla daha ince aktin lifleriyle birleşerek kasılma yeteneğine sahip elemanın temel yapısını oluştururlar. Bu temel yapıya sarkomer (kas lifi segmentlerinden biri) denir (Şekil 2.29). Seri şekilde birbirine bağlı birçok “sarcomere” birim kas motorunu (motor unit veya contractile element) oluşturur. Kas kuvveti (çekme) “sarcomere” içinde oluşturulur. Kasın aktif kasılma elemanları pasif lifli bağ dokusu içinde bulunur, bu dokuya fasya (fascia, akzar) denir. Fasya, kasları çevreler, onları katmanlara ayırır ve tendonlara bağlar.



Şekil 2.29 Kas kasılma elemanının temel yapısı.

Kas tarafından oluşturulan kuvvet ve tork birçok faktöre bağlıdır: Kas içindeki birim motor sayısı, işe katılan birim motor sayısı, kas uzunluğunun değişme şekli, kas kasılması hızı ve kas kuvvetinin manivela kolunun uzunluğu. Kaslarda iki farklı kuvvet vardır. Aktif çekme (active tension) kuvveti kasılma elemanları tarafından üretilen kuvvettir. Pasif çekme kuvveti (passive tension), kas uzunluğu onun dinlenme halindeki uzunluğunu aştığı zaman kas bağ dokusu içinde gelişen bir kuvvettir. Net çekme kuvveti bu iki kuvvetin toplamıdır. Tipik çekme-kas uzunluğu grafiği Şekil 2.30'daki gibidir. Aktif çekme kuvveti (T_a) kasın dinlenme uzunluğunda (l_0) maksimumdur, çünkü filamentler arasındaki çapraz köprülerin sayısı maksimumdur. Kas uzarken aktif çekme düşer, çünkü filamentler çekilip ayrılacağından filamentler arasındaki çapraz köprü sayısı azalacaktır. Maksimum uzama noktasında flamenler arası çapraz köprü artık bulunmayacağından aktif çekme kuvveti sıfıra düşer. Kas kısalırken çapraz köprüler üst üste bineceğinden aktif çekme tekrar düşer. Kas uzunluğu dinlenme halindeki uzunluğunda veya daha kısa iken pasif unsur gevşek halde olduğundan pasif çekme yoktur. Kas uzarken bağ dokusu içinde pasif çekme kuvveti oluşmaya başlar. Bu pasif unsurun kuvvet-uzunluk özelliği nanlineer yaya benzer. Yani pasif çekme kuvveti kas uzunluğuyla gittikçe artan bir oranda artar. Tendonlar vasıtasıyla net kas kuvveti (T_t) kasın aktif ve pasif unsurlarındaki kuvvetlerin toplamıdır. Verili bir kas için kuvvet-uzunluk grafiği tek değildir. Bu diyagram işe karışan motor birimlerinin sayısına bağlıdır. Kas kuvvetinin aktif unsurunun büyüklüğü kasın uyarılma şekline bağlı olarak değişebilir ve genellikle maksimum istemli kasılma yüzdesi ile ifade edilir.



Şekil 2.30 Kas kuvveti-kas uzaması diyagramı.

Kas tarafından üretilen kuvvet genellikle tendonlar vasıtasıyla kemiklere iletilir. Kuvvet iletiminde tendonların kullanılmasının işlevsel bir nedeni vardır. Kaslar tendonlara kıyasla daha düşük çekme dayanımına sahiptir. Bu durum büyük kuvvetlerin kas yırtılması olmaksızın iletebilmesi için daha büyük kesit alanı olmasını gerektirir. Tendonlar bu işlevi yerine getirmek için daha iyi tasarlanmışlardır.

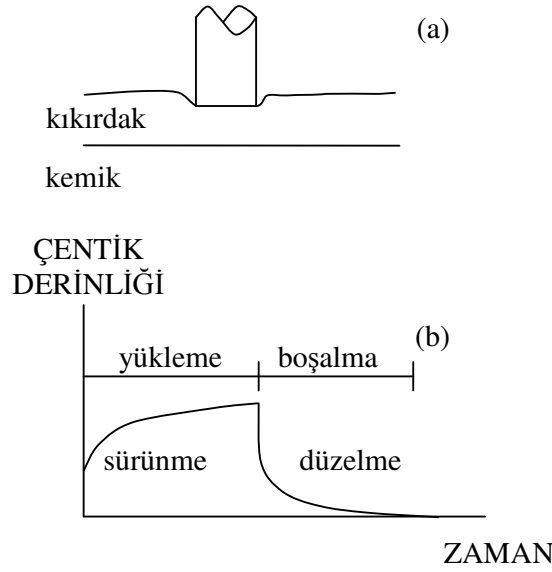
2.10 Eklem Kıkırdığının Biyomekaniği

Kıkırdak oynareklemdeki kemiklerin eklem bölgelerindeki yüzeylerini kaplar. Kıkırdığın ana işlevi eklemlenmiş kemiklerin birbirlerine olan göreceli hareketlerini kolaylaştırmaktır. Kıkırdak, eklem yüzeyleri arasındaki temas yüzeylerini azaltarak kemiklere gelen gerilimleri azaltır. Ayrıca sürtünme etkilerini düşürerek kemik yitilmelerini azaltır.

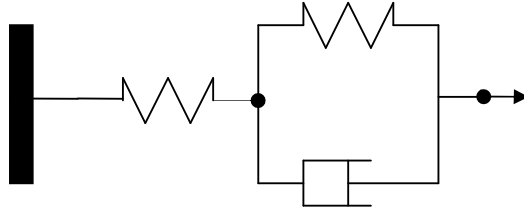
Kıkırdak, %75'i su ve %25'i organik katıdan oluşan iki fazlı bir malzemedir. Kıkırdığın katı fazının büyük bir kısmı kollajen fiberlerden meydana gelir. Kalan öz madde esasen “proteoglycan” dır (suyu emebilen moleküller). Bu moleküller basma yüklerine karşı görece dirençliken, kollajen fiberler ise çekme yüklerine karşı daha güçlü ve katıdırlar. Kıkırdığın bu katı-sıvı bileşimi onu viskoelastik bir malzeme yapar.

Kıkırdığın çeşitli yükleme şartları altındaki mekanik özellikleri birbirinden farklı birçok teknik kullanılarak incelenir. Örneğin, insan dizkapağı kemiğinin basma yükleri altındaki tepkisi “kalıp ile basma testi” kullanılarak incelenmiştir. Bu testte, silindirik veya yarıyüre şeklindeki kalıp kıkırdak yüzeyi üzerine bastırılır ve deformasyonlar kaydedilir (Şekil 2.31a). Tipik test sonucu Şekil 2.31b’de gösterilmiştir. Sabit büyüklükte bir yük uygulandığında malzeme ilk önce büyük bir elastik deformasyon gösterir. Uygulanan yük doku arasındaki sıvıda basınç farklılıklarına neden olur ve basınçtaki bu değişimler sıvının kıkırdak boyunca ve kıkırdak matrisi dışına doğru akmasına yol açar. Yükleme sürdükçe deformasyon gittikçe azalan bir oranda artar. Akışkan içindeki basınç farklılıkları ortadan

kalktıkça deformasyon da denge haline ulaşır. Uygulanan yük kaldırıldığı zaman (boşalma fazı) önce ani bir düzelme ve bunu takiben dereceli olarak gerçekleşen tam bir düzelme elde edilir. Kıkırdağın bu sürünme-düzelme tepkisi üç parametrelili viskoelastik katı bir modelle temsil edilebilir (Şekil 2.32). Bu model birbirine seri bir şekilde bağlanmış lineer bir yay ve Kelvin-Voight biriminden oluşan bir sistemdir.



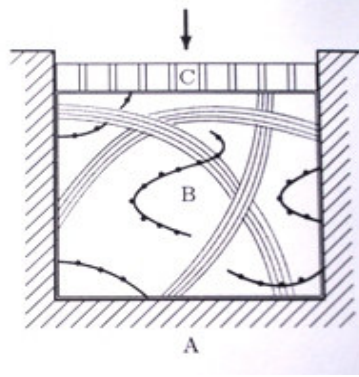
Şekil 2.31 Kalıp ile basma testi.



Şekil 2.32 Kıkırdağın sürünme-düzelme davranışını temsil etmekte kullanılan standart katı model.

Basma yükleme şartlarına kıkırdağın tepkisini incelemek için tasarlanan bir başka deney düzeneği Şekil 2.33’de gösterilen “hapsedilmiş basma desti” dir. Bu testte numune rijid, silindirik bir kalıp içerisine hapsedilir ve rijid, geçirgen bir blok ile yüklemeye maruz bırakılır. Basma yükü doku içi sıvıda basınç farklılıklarına ve bunun sonucunda da sıvı sızıntıları meydana gelir. Nihayetinde, basınç farklılıkları

kaybolur ve dengeye ulaşılır. Ulaşılan denge basma katılığının bir göstergesidir. Kıkırdağın basma katılığı ve basma dayanımı, dokunun su ve “proteoglycan” içeriğine bağlıdır.



Şekil 2.33 Hapsedilmiş basma testi. A rijid kalıp, B kıkırdak numunesi ve C geçirgen blok.

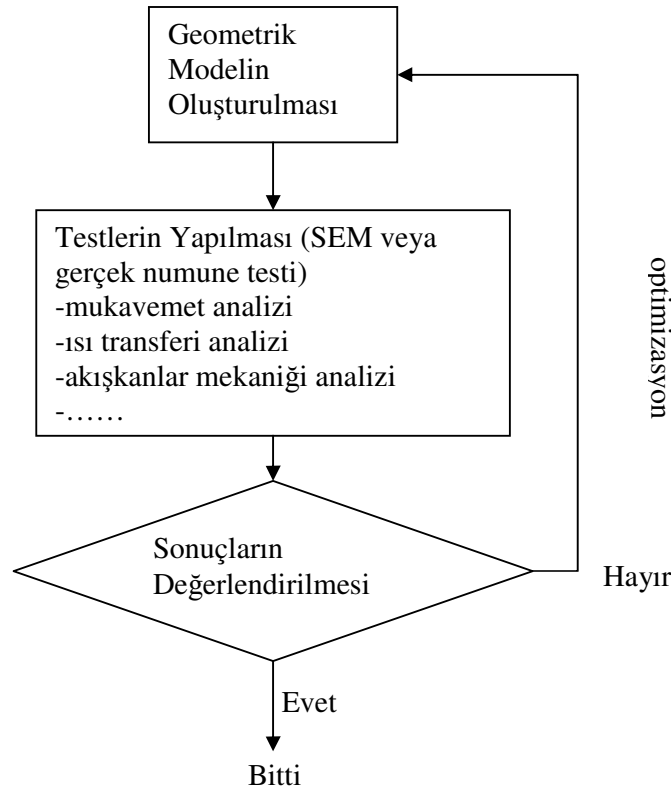
Günlük aktiviteler sırasında, eklem kıkırdağı basma gerilmelerinin yanısıra çekme ve kayma gerilmelerine de maruz kalır. Kıkırdak çekme yüklemesine, bu yükleri taşıyan kollajen fiberleri tekrar sıraya koyarak tepki gösterir. Kıkırdağın çekme katılığı ve çekme dayanımı dokunun kollajen içeriğine bağlıdır. Daha yüksek miktarda kollajen içerik, daha büyük çekme mukavemeti demektir. Kıkırdaklardaki kayma gerilmeleri eklemlenmiş yüzeyler arasındaki sürtünme kuvvetlerinden kaynaklanır. Ancak oynareklemlerdeki sürtünme katsayısı o kadar küçüktür ki (0.001-0.006) toplam gerilim içindeki sürtünmenin payı oldukça küçüktür.

Yapısal (eklem içi kırıklar gibi) ve anatomik anormallikler (romatizmal eklem iltihabı gibi) kıkırdak hasarına, aşınmasına ve kırılmasına neden olabilirler. Bu anormallikler kıkırdağın mekanik özelliklerini değiştirerek eklem yük taşıma kapasitesini azaltabilir.

3. SONLU ELEMENLAR TEORİSİ

Kolun sonlu eleman modelinin oluşturulmasında sonlu elemanlar teorisinin kavramlarından da faydalanılmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar teorisine genel bir bakış kol modeli oluşturma sürecince hata yapma olasılığını azaltacaktır. Bu amaçla bu bölümde sonlu elemanlar teorisine genel bir bakış gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar metodu (SEM), ürün tasarım süreçlerinde gittikçe yaygın olarak kullanılan sayısal yöntemlerden biridir. Bu yöntemin ürün tasarım süreci içindeki yeri aşağıdaki gibi gösterilebilir.



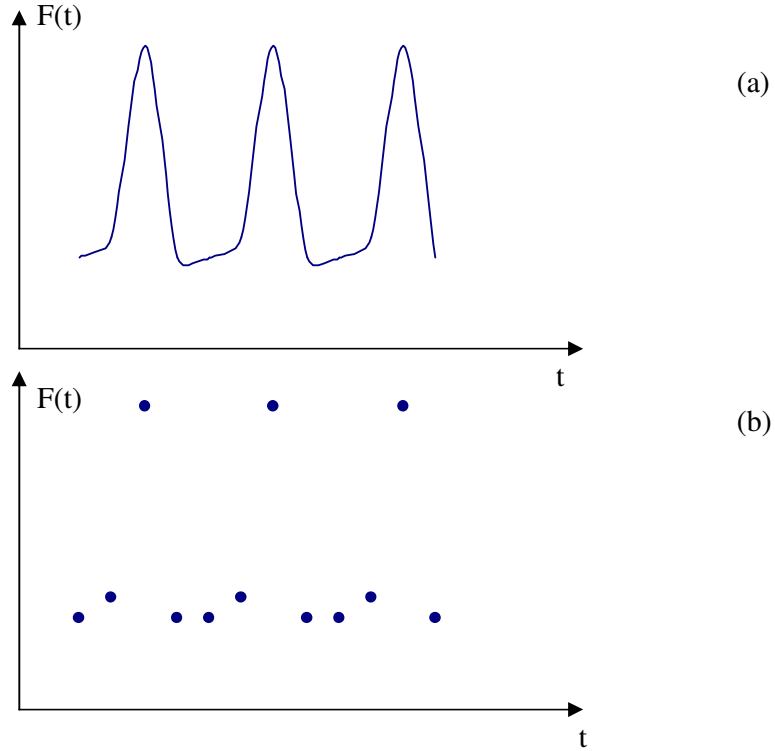
Yukarıdaki tasarım sürecinde görüldüğü gibi istenen sonuç elde edilinceye kadar birçok test yapılması gerekmektedir. Bu da tasarım sürecinin başlangıcında, ortasında ve sonunda birçok prototipin hazırlanması demektir. Bu noktada SEM gibi

sayısal yöntemlerden faydalanılırsa hem prototip sayısı oldukça düşürülmüş hem de maliyetler aşağıya çekilmiş olur.

SEM gibi sayısal araçlardan faydalanılmasının en önemli iki gerekçesi aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Geri dönüşün olmaması (araba çarpışma testlerinde canlı insan bedeninin kullanılamaması gibi) veya fiziki testlerin çok zor yapılması (sabancı kulelerinin depreme dayanıklılık testi gibi)
- Yapı geometrisinin çok karmaşık olması

SEM, sayısal teknikleri kullanarak çözüm sağlayan bir araçtır. Dolayısıyla bütün diğer sayısal yöntemler gibi belirli noktalarda çözüm sağlar. Analitik yöntemler ise bütün noktalarda çözüm sağlarlar. Aşağıdaki grafiklerde analitik ve sayısal çözüm arasındaki fark daha iyi görülebilir.



Şekil 3.1 (a) Analitik çözüm (tüm noktalarda çözüm sağlar). (b) Sayısal çözüm (belirli noktalarda çözüm sağlar).

Sayısal yöntemler noktalarındaki (düğüm noktaları) çözümü elde ettiklerine göre ara yerdeki değerler nasıl elde edilecektir?

Bu sorunun cevabı oldukça basittir. Noktalar arasında fonksiyonlar tanımlanarak ara değerler bu fonksiyonlar yardımıyla bulunabilir. Bu fonksiyonlara şekil fonksiyonları denir. Düğüm noktası (node) sayısına göre oluşturulabilecek şekil fonksiyonu tipi aşağıdaki gibi ifade edilebilir:

<u>Node Sayısı</u>	<u>Şekil Fonksiyonu Tipi</u>
2	Lineer fonksiyon
3	İkinci dereceden polinom
4	Üçüncü dereceden polinom

Düğüm noktası sayısı arttıkça hesap maliyeti artmaktadır. Dolayısıyla SEM hesap doğruluğu ile hesap maliyeti arasında bir dengedir.

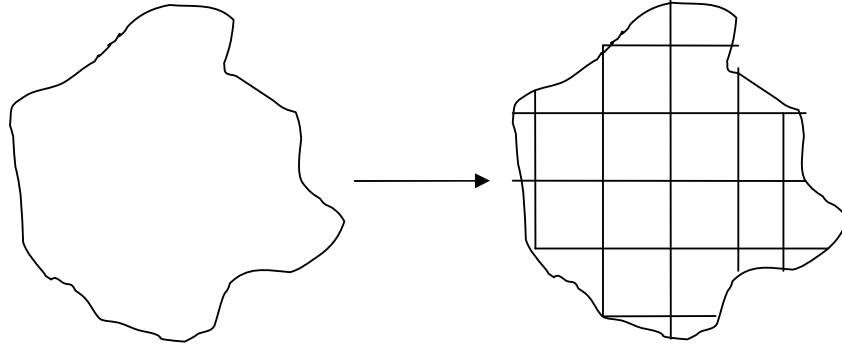
3.1 SEM'in Matematik Anlamı

Son tahlilde SEM'in yaptığı karmaşık diferansiyel denklemleri cebrik denklemler haline getirerek çözmektir. İşlem şekli şematik olarak aşağıdaki gibidir:

$$\begin{array}{ccccc}
 y' + ky = 0 & \longrightarrow & \int f(x)dx & \longrightarrow & \begin{array}{l} x_1 + 2x_2 + x_3 = 4 \\ x_1 - 5x_2 + 3x_3 = 6 \\ 2x_1 + x_2 + x_3 = 7 \end{array} \\
 \text{Diferensiyel Denklem} & & \text{İntegral Denklem} & & \text{Cebrik denklem takımı}
 \end{array}$$

3.2 SEM'in Geometrik Anlamı

SEM karmaşık bir geometriyi elementlerden oluşan küçük yapılara dönüştürür. Gerçek geometriyi yakalamak için yeterli sayıda eleman kullanılmalıdır.



Şekil 3.2 Sonlu elemanlar metodunun geometrik anlamı.

Yapının sonlu elemanlar modelinde geometrik kayıplar oluşabilir.

3.3 SEM'de Temel İşlem Adımlar

Sonlu elemanlar yöntemiyle yapısal problemlerin çözümünde gerçekleştirilen ana işlem basamakları aşağıda özetlenmiştir.

1. Preprocessing (hazırlık aşaması)

- Geometrinin oluşturulması
- Mesh oluşturulması
- Yükleme şartlarının girilmesi
- Sınır şartlarının girilmesi

2. Solution (çözüm aşaması)

- $[K]\{U\} = \{F\}$ Statik analiz
- $M\ddot{U} + C\dot{U} + KU = F$ Dinamik analiz (denklemin sol tarafında sırasıyla atalet, sönüm ve katılık kuvvetleri mevcutken, sağ tarafında zorlama kuvveti bulunmaktadır)

Çözüm aşamasında düğüm noktalarındaki yerdeğiştirme kuvvetleri hesaplanır.

3. Postprocessing (son işlem)

Yerdeğiştirmelerden yola çıkılarak düğüm noktalarındaki şekil değişimleri, gerilmeler, kuvvet ve momentler hesaplanır.

$$u \rightarrow \varepsilon \rightarrow \sigma \rightarrow F \rightarrow M$$

Sonuç olarak yapısal problemlerde sonlu elemanlar metodunun yaptığı şey sisteme dışardan verilen kuvvet (F) ve momentler (M) ile sistem içinde oluşan yerdeğiştirme (u) ve dönmeler (θ) arasında bir ilişki kurmaktır.

$$\begin{Bmatrix} F \\ M \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} & \\ & \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ \theta \end{Bmatrix}$$

K, katılık

Yukarıdaki katılık matrisinin oluşturulmasında kullanılan belli başlı yöntemler şunlardır:

- Denge denklemi
- Toplam potansiyel enerji yöntemi
- Virtüel iş yöntemi
- Ağırlıklar yöntemi (Galerkin ağırlıklar yöntemi gibi)

Denge denklemi yöntemi, her bir elemanın ve tüm sistemin dengesinin sağlanması prensibine dayanır. Büyük sistemlerin analizinde oldukça zahmetli bir yöntemdir. Enerji yöntemlerinden her ikisi de enerjinin korunumu prensibine dayanır. Toplam potansiyel enerji yöntemi sadece lineer elastik malzemelere uygulanırken, virtüel iş yöntemi herhangi bir malzeme davranışına uygulanabilir. Ağırlıklar yöntemi ise genel amaçlı bir yöntemdir, mukavemet problemleri gibi yapısal problemlere uygulanabileceği gibi ısı transferi ve akışkanlar mekaniği problemlerine de uygulanabilir.

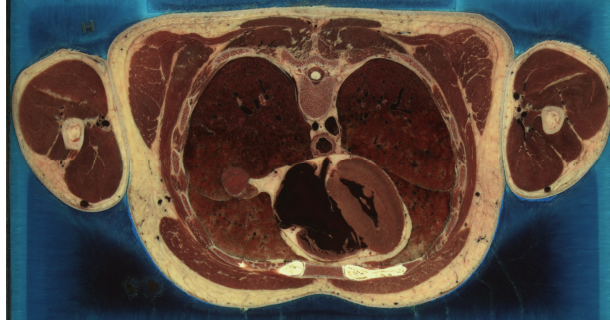
4. KOL MODELİ

İnsan kolunun sonlu eleman modelinin oluşturulması sırasında bir önceki bölümde anlatılan işlem sırası takip edilmiştir.

4.1 Geometrinin Oluşturulması

Kol geometrisi oluşturulurken insan kadavrasından elde edilen özel kamera görüntülerinden faydalanılmıştır. Bu görüntüler 1'er milimetre arayla çekilmiş insan kesitleridir (Şekil 4.1). Görüntü özellikleri şöyledir:

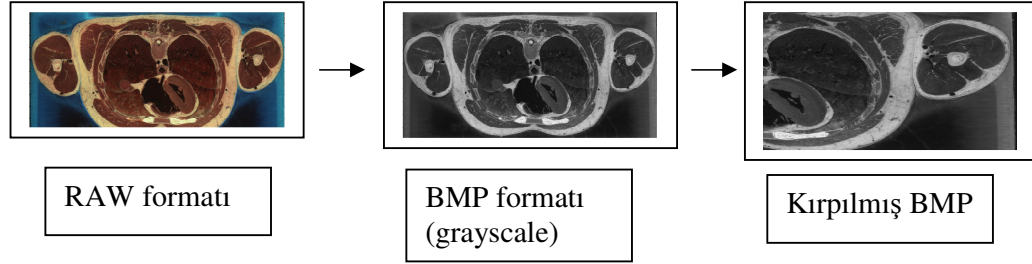
Çözünürlük : 2048x1216
 Piksel boyutu : 0.33x0.33
 Kesitler arası mesafe : 1 mm
 Renk : 24 BPP (bit per pixel), RGB



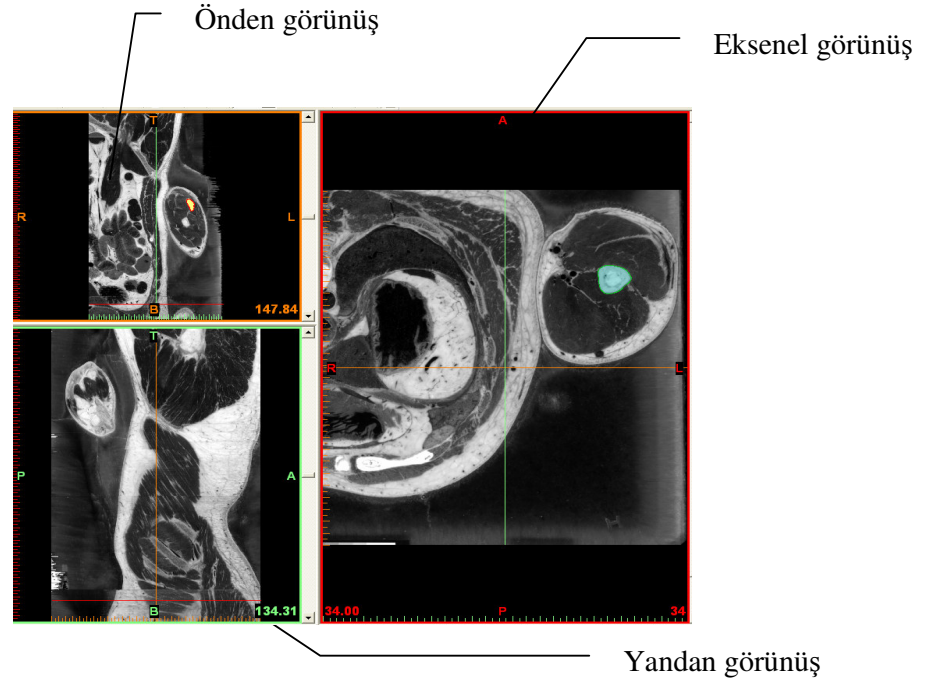
Şekil 4.1 Özel kamera ile çekilmiş insan kadavrası kesiti.

Görüntüler RAW kamera görüntüsü formarında olduklarından işlenmeye elverişli değildirler. Görüntüyü işlemeye elverişli hale getirmek için bir ara işleme tabi tutulmuştur. Bu amaçla görüntüler bir dönüştürücü program vasıtasıyla BMP formatına çevrilmiştir. Yine görüntü dosyası boyutları çok büyük olduğundan (7.3 MB) dataların bilgisayarda işlenmesi oldukça zaman almaktadır. Sadece kol ile

ilgilendiğimizden gövde kesitinin yarısı ele alınmıştır. Bunu sağlamak için fotoğraf işleyen bir program vasıtasıyla gövde kesit görüntüsünün yarısı kırpılmıştır. İşlem akışı aşağıdaki gibidir.

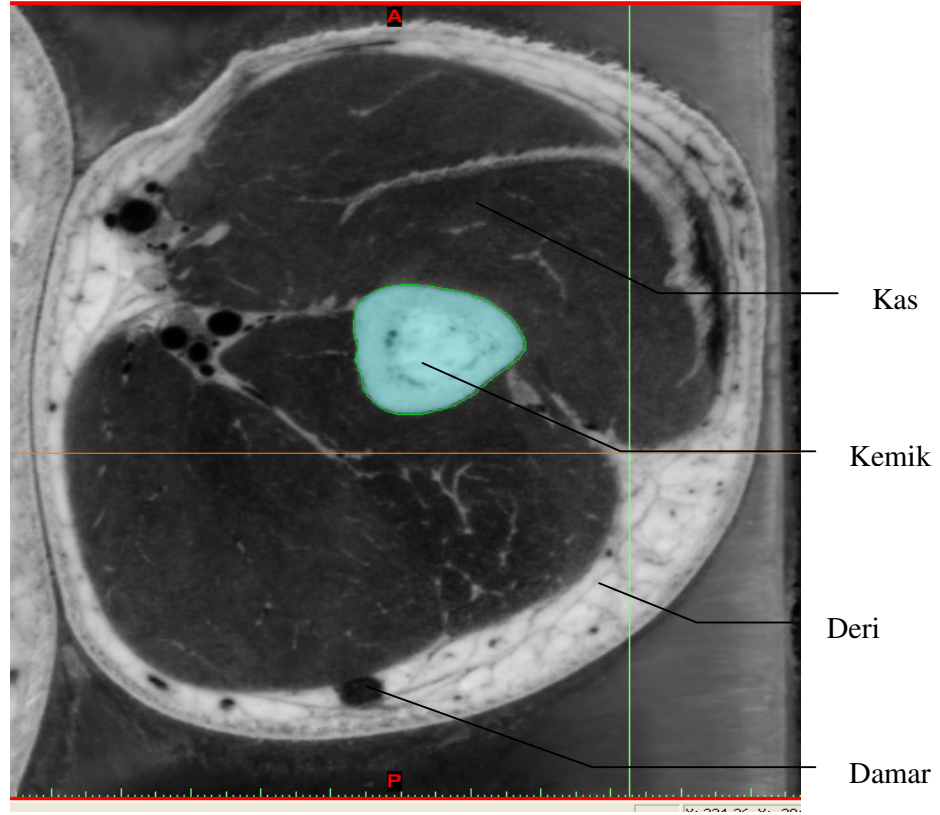


İşlenmeye hazır hale getirilen kesit görüntüleri kolu oluşturan kas, kemik, deri vb.. unsurların geometrik inşası için artık kullanılabilir. Bu amaçla bu kesit görüntüleri görüntülerin işleneceği program içine import edilir. İmport edilen bu kesitlerin önden, yandan ve eksenel görüntüleri aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.2 Kadavra kesitlerinin önden, yandan ve eksenel görüntüleri.

Program, kesitleri siyahtan beyaza doğru uzanan grinin tonları şeklinde bir aralıkta görüntüler. Buradan hareketle siyah-beyaz arasındaki ton farkından kol içindeki farklı biyolojik öğeler artık segmentler şeklinde birbirinden ayırt edilebilir (Şekil 4.3).

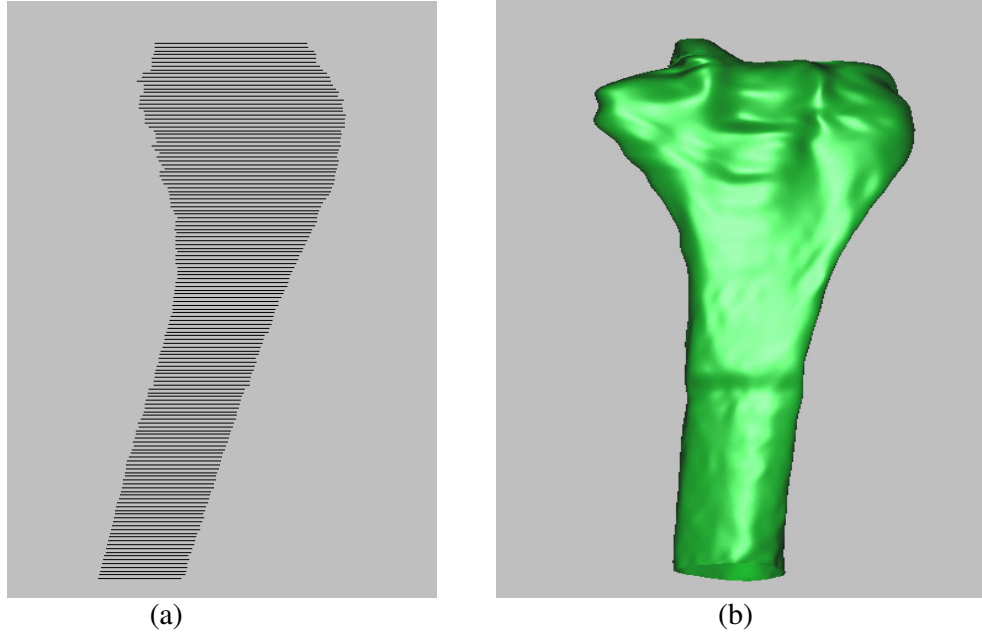


Şekil. 4.3 İnsan kolunu oluşturan çeşitli unsurlar.

Eldeki kesit datası CT (bilgisayarlı tomografi) veya MR (magnetik rezonans) datası olmadığı için kol içinde segmentlerin oluşturulması sırasında otomatize edilmiş bir yol izlenememiştir. Çünkü mevcut data fotoğraf datası olduğundan örneğin kemik ve yağ dokusu aynı doku olarak algılanmaktadır. Bu nedenle segmentler oluşturulurken her bir segment el ile oluşturulmuştur.

Her bir kesitten elde edilen segmentler vasıtasıyla kolun kas, deri, kemik gibi unsurlarının kontürleri elde edilmiştir. Daha sonra bu kontürlerdeki eğrilerden yararlanılarak her bir unsurun katı ve yüzey modelleri çıkarılmıştır. Geometrik ağ

yapısı üzerinde tam bir kontrol sağlanması açısından elde edilen kontürler Pro/E ortamına taşınarak geometrik modeller bu ortamda elde edilmiştir (Şekil 4.4).



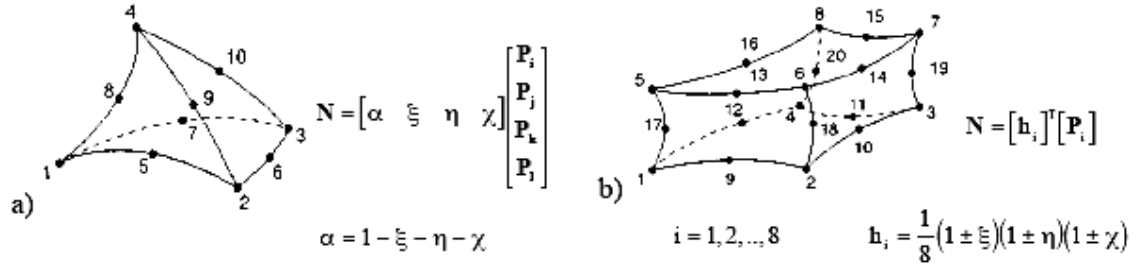
Şekil 4.4 (a) Humerus kemiğinin kesitleri, (b) Humerus kemiğinin Pro/E ile elde edilen 3D geometrisi.

4.2 Malzeme Modeli ve Eleman Tipi

Daha önce bahsedildiği gibi biyolojik dokuların mekanik davranışları viskoelastik malzeme davranışı şeklinde gerçekleşmektedir. Bu nedenle seçilen eleman tipi bu malzeme özelliklerine sahip elemanlar olacaktır. Ağ yapısı (Mesh) oluşturulurken bu tip elemanlardan faydalınılacaktır. Çeşitli dokuların ağ yapıları için kullanılabilecek eleman tipi şöyle ifade edilebilir:

Hacim Elemanı

Yumuşak dokuların üç boyutlu modellenmesi için hacimsel eleman ağ yapısı uygun olmaktadır. Temelde hacim elemanı olarak iki tip eleman vardır: dörtyüzlü ve altı yüzlü (Şekil 4.5). karmaşık şekilli kaslar için dörtyüzlü elemanlar kullanılabilir.



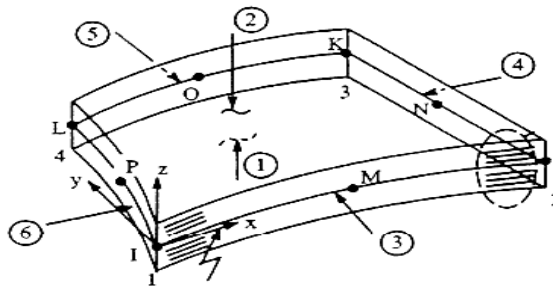
Şekil 4.5 Viskoelastik hacimsel eleman tipleri. (a) Tetrahedron, (b) Hexahedron (ANSYS Manuel).

Cizgi Eleman

Tendonların deformasyonu büyük ölçüde fiberler yönündedir. Dolayısıyla tendonların ağ yapısının oluşturulmasında 1-D viskoelastik elemanlar kullanılabilir.

Yüzey Elemanı

Vücut boyunca derinin yapısı ve özellikleri değişken olduğu için modellenmesi oldukça güçtür. Ayrıca yapısal bağıntılar genellikle sadece epidermis ve dermis tabakalarını hesaba katarlar. Çekme yüklerine olan düşük dirençlerinden dolayı hipodermis tabakası yukarıdaki iki tabakadan ayrılır. En basit yaklaşım derinin her üç katmanına da yapısal bağıntıları uygulamak olabilirdi. Ancak, hipodermisin mekanik özellikleri yukarıdaki katmanlardan oldukça farklı olduğundan ve derinin davranışı üzerinde önemli etkisi olduğundan alt ve üst katmanlarki yapısal bağıntıları farklı tanımlamak daha uygun olacaktır. Bu amaçla farklı yapısal bağıntılara sahip iki katmanlı, kalın, kompozit shell eleman kullanmak faydalı olacaktır (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Deri için 3-D shell eleman (ANSYS Manuel).

5. SONUÇ

Bu tezde insan kolu için sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla, insan kolu sonlu elemanlar modeli için bir ön aşama teşkil eden, CAD modeli geliştirilmiştir. CAD modeli geliştirilirken kol kesitlerinde oluşturulan segmentler ve bu segmentleri sınırlayan kontürlerden faydalanılmıştır. Kontür çizgileri oluşturulurken faydalanılan B-Spline eğrileri geometrinin yeterli bir doğrulukta elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Yine bu eğriler Pro/E ortamına taşınarak elde edilen yüzeyler gerçek geometriyi yeterli bir doğrulukta yansıtmaktadır. Ayrıca yüzeylerin bu şekilde elde edilmesi analizciye ağ yapısı üzerinde tam bir kontrol imkanı sağlamaktadır. Buna karşılık bu segmentler vasıtasıyla elde edilen katı geometri üçgenlerden oluşturulan prizmatik elemanlardan oluşmaktadır. Elde edilen bu katı geometri gerçek geometriyi tam temsil edememektedir. Çünkü katı geometrinin yüzeyleri oldukça pürüzlü olmaktadır. Ayrıca analizcinin katı geometri üzerindeki ağ yapısı kontrolü güçleşmektedir. Bu sakıncalardan kaçınmak için ayrı bir ağ yapısı düzenleme editöründen yararlanılarak bu sakıncalar giderilmeye çalışılmıştır.

KAYNAKLAR

J.D. Humphrey, S.L. Delange An Introduction to Biomechanics: Solid and Fluids, Analysis and Design, Springer Science+Business Media, New York, 2004.

N. Özkaya, M. Nordin, Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation, Springer Science+Business Media, New York, 1999.

D.J. Schneck, Mechanics of Muscle, 2nd edn., New York University, 1992.

Anatomi Atlası, Nomina Anatomica'dan çeviri, Birol Basın Yayın Ltd., 1996

W. Maruel, 3D modelling of upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues, these no 1906 (1998)

C.C. Spyracos, J. Raftoyiannis, Linear and Nonlinear Finite Element Analysis in Engineering Practice, Algor Inc. Publishing Division, Pittsburgh, 1997.

ANSYS User Manual

J. Zhao, G. Narwani, development of a human body finite element model for restraint system R&D applications, TAKATA-Automotive System Laboratory, Inc. Paper Number 05-0399

J.C. Nebel, Soft tissue modelling from 3D scanned data, department of computing science, University of Glasgow, G128QQ, Glasgow, UK

L.A. Taber (1991), "On a non-linear theory for muscle shells- Part I: Theoretical development", J. Biomech. Engng., 113, 56-56

S.L.-Y. Woo, G.A. Johnson, B.A. Smith (1993), "Mathematical modelling of ligaments and tendons", Biomech. Engn., 115, 468-473

D.A. Winter (1990), “Muscle mechanics”, in *Biomechanics and Motor Control of the Human Movements*, 2nd edn., new York, Wiley

S.G. meek, J.E. Wood, S.C. Jacobsen (1990), “Modelling musculoskeletal movement system: joint and body segmental-dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular control”; in *Multiple Muscle Systems*, J.M. Winters, SL-Y. Woo (eds.) Springer verlag, new York

P. Tong, Y.C. Fung (1976), “The stress-strain relationship for the skin”, *J. Biomechanics*, 9, 649-657

ÖZGEÇMİŞ

Özcan SÜYÜR (osuyur@yahoo.com)

Deneyim	Mart 2004–Mart 2005	BAYMAK	İstanbul
	AR-GE Departmanı-Ürün Geliştirme Mühendisi		
	Boyler, Termosifon ve Güneş Enerji Sistemleri projelerinde ürün geliştirme mühendisi olarak çalıştım. Güneş enerji sistemlerinde proje lideri olarak hizmet verdim.		
	Ekim 2003–Şubat 2004	3D CAD/CAM	İstanbul
	Mühendis		
	Eylül 2001–Mart 2002	Beta Bilgisayar	İstanbul
	Teknik Müdür Yardımcısı		
	Mayıs 1999–Şubat 2000	Çağdaş Yaşamı Destekleme Derneği	İstanbul
	Bilgi İşlem Sorumlusu		
	- Windows NT 4.0 Server ve Proxy Server kurularak merkez ofisin network alt yapısı düzenlendi - Web sayfası düzenlenerek ÇYDD ‘nin internet üzerinden tanıtımı sağlandı - Türkiye çapındaki 14 ofis ve merkez ofisin internet bağlantıları sağlanarak elektronik haberleşme imkanına kavuşması sağlandı - ÇYDD’nin İstanbul’daki bütün şubelerine yerinde, diğer illerdeki şubelerine telefon ile teknik destek imkanı sağlandı		
	Ekim 1993–Nisan 1999	Condor Bilgisayar	İstanbul
	Teknik Servis Sorumlusu		
Eğitim	1999	İstanbul Teknik Üniversitesi (Lisans)	İstanbul
	Uçak Mühendisliği		
	2003 (Giriş)	Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü (Yüksek Lisans)	Gebze
	Tasarım ve İmalat Mühendisliği		
Kişisel Bilgiler	Medeni Durumu : Evli Askerlik Durumu : Yaptı (Mart 2000-Temmuz 2001)		
	Doğum Tarihi : 1969 Yabancı Dil : İngilizce		