

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALÇA MODELLEMESİNDE BASINÇ DAĞILIMININ
SİMÜLASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak.Müh.Özlem ÖNDER

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ
Enstitü Bilim Dalı : MAKİNE TASARIM VE İMALAT
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Vahdet UÇAR

Mayıs 2008

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

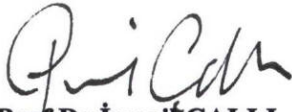
**KALÇA MODELLEMESİNDE BASINÇ DAĞILIMININ
SİMÜLASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak.Müh. Özlem ÖNDER

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ
Enstitü Bilim Dalı : MAKİNE TASARIM VE İMALAT

Bu tez 28/ 05 /2008 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.


Prof.Dr.İsmail ÇALLI
Jüri Başkanı


Prof.Dr.Vahdet UÇAR
Üye


Yrd.Doç.Dr.Nursan ÇINAR
Üye

TEŞEKKÜR

Çalıőmam süresinde bana yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof.Dr. Vahdet UÇAR'a ve Dr.Ahmet Çaęatay ÇİLİNGİR'e teőekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalıőmam sırasında hep yanımda olan ve bilgisini paylaőan Mak.Müh. Erdal BİLMEZ 'e , verdikleri destek ve gayretten ötürü değerli aileme teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ÖZET.....	x
SUMMARY.....	xi
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
KALÇA EKLEMİ.....	3
2.1. Eklem	3
2.2. Kalça Eklem Yapısı.....	4
2.3. Protez.....	6
BÖLÜM 3.	
TOTAL KALÇA PROTEZİ (THR).....	7
3.1. Total Kalça Protezi (THR).....	7
3.2. Total Kalça Protezinin Uygulama Aşamaları.....	9
3.3. Total Kalça Protezi Tespit Şekilleri.....	11
3.4. Total Kalça Protezinde Kullanılan Malzemelerin Genel Özellikleri	13
BÖLÜM 4.	
DİNAMİK KUVVETLER.....	17

4.1. Eylemsizlik Kuvvetlerinden Doğan Gerilmeler	17
4.2. Darbe Test Hesaplamaları	18
BÖLÜM 5.	
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ.....	19
5.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Yapısı.....	19
5.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Tarihsel Gelişimi.....	20
5.3. Sonlu Elemanlar Modelinin Tercih Edilmesinin Nedeni.....	21
5.4. Sonlu Elemanlar Yönteminin Diğer Metodlara Göre Üstünlükleri..	22
5.5. Sonlu Elemanlar Metotunun Yararları.....	22
5.6. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Modelleme.....	23
5.6.1. Genel olarak modelleme.....	23
5.6.2. Eleman seçimi.....	25
5.6.2.1. 3.D Kiriş elemanı.....	25
5.6.2.2. Sabit gerilmeli üçgen eleman (SGU).....	26
5.6.2.3. Lineer gerilmeli üçgen eleman(LGU).....	27
5.6.2.4. Çifte lineer dörtgen eleman.....	27
5.6.2.5. Kabuk elemanlar.....	28
5.6.3. Yükler.....	29
5.6.4. Sınır koşulları.....	29
5.7. Sonlu Elemanlar Analizleri.....	31
5.7.1. Statik analiz.....	31
5.7.1.1. Giriş.....	31
5.7.1.2. Yükler.....	31
5.8. Analizlerde Eleman Seçimi.....	32
5.9. Sonlu Elemanlar Yönteminin Aşamaları.....	32
BÖLÜM 6.	
YAPILAN ANALİZ ÇALIŞMASI.....	33
6.1. Kalça Protezinin Modeli.....	33
6.2. Problemin Açıklanması.....	34
6.3. Analiz Aşamaları.....	34
6.4. Metal – Metal Total Kalça Protezi.....	35

6.5. Seramik – Seramik Total Kalça Protezi.....	40
BÖLÜM 7.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	45
KAYNAKLAR.....	47
ÖZGEÇMİŞ.....	48

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

THR	: Total replacement Hip Joints (Total Kalça Protezi)
PMMA	: Polimetil metakrilat
E	: Elastizite Modülü

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Kalça eklemi	4
Şekil 2.2.	Kalça eklemi hareket yapısı	5
Şekil 2.3.	Kalça eklem yapısı	5
Şekil 2.4.	Kalça eklem protezi	6
Şekil 3.1.	Total kalça eklem protez parçaları	7
Şekil 3.2.	Total kalça protezi uygulanmış bir örneğin röntgen görüntüsü ...	8
Şekil 3.3.	Harap olmuş asetabulum ve femur başı	9
Şekil 3.4.	Total kalça protezi metal implant tespiti	9
Şekil 3.5.	Femurun protez için hazırlanışı	10
Şekil 3.6.	Femoral stemin yerleştirilmesi	10
Şekil 3.7.	Total kalça protezi uygulanmış model	11
Şekil 4.1.	Eylemsizlik kuvvetleri	17
Şekil 4.2.	Kirişin dinamik yer değiştirmesi	18
Şekil 5.1.	Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar	19
Şekil 5.2.	Eleman geometrisinde müsaade edilir deformasyon	24
Şekil 5.3.	Bir silindirik yüzey etrafındaki tipik eleman dağılımı	24
Şekil 5.4.	Bir delikli geometride delik etrafındaki tipik eleman dağılımı	25
Şekil 5.5.	Sabit gerilmeli üçgen eleman	26
Şekil 5.6.	Dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman	28
Şekil 5.7.	Dört nodlu ve dört kenarlı elastik eleman	30
Şekil 6.1.	Catia V5 R17 ile modellenmiş protez	33
Şekil 6.2.	Catia V5 R17 ile modellenmiş Ansys Workbench 10.0' a aktarılmış model	34
Şekil 6.3.	Ansys Workbench 10.0' a aktarılmış ve Mesh işlemi yapılmış model	35
Şekil 6.4.	Eşdeğer Von Misses gerilim analizi	36

Şekil 6.5.	Eşdeğer Von Misses elastik zorlanma	37
Şekil 6.6.	Metal – Metal total kalça protezi toplam deformasyon	37
Şekil 6.7.	Eşdeğer Von Misses elastik zorlanma	38
Şekil 6.8.	Yatak protezi eşdeğer Von Misses elastik gerilim	38
Şekil 6.9.	Yatak protezi eşdeğer Von Misses elastik zorlanma	39
Şekil 6.10.	Yatak protezi toplam deformasyon	39
Şekil 6.11.	Eşdeğer Von Misses gerilim analizi	40
Şekil 6.12.	Eşdeğer Von Misses zorlanma analizi	41
Şekil 6.13.	Seramik - Seramik total kalça protezi toplam deformasyon	41
Şekil 6.14.	Eşdeğer Von Misses zorlanma analizi	42
Şekil 6.15.	Yatak protezi eşdeğer Von Misses elastik gerilim	42
Şekil 6.16.	Yatak protezi eşdeğer Von Misses elastik gerilim	43
Şekil 6.17.	Yatak protezi toplam deformasyon	43

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 6.1.	Metal-Metal total kalça protezi malzeme değerleri.....	36
Tablo 6.2.	Seramik - Seramik total kalça protezi malzeme değerleri.....	40

ÖZET

Anahtar kelimeler: total kalça protezi, analiz

Bu çalışmada insanlara uygulanan “total kalça protezi” operasyonunda kullanılan kalça protezlerinin, günlük yaşamsal hareketlerin sonucu olarak oluşan darbeli yüklere karşı mukavemeti ve protezde oluşan gerilme ve zorlanmalar incelenmiştir.Çalışmada ilk olarak kalça protezlerinin yapısı ve uygulamaları hakkında bilgiler verildi. İkinci bölümde kalça protezini oluşturan implantlar CATIA V5 R17 programında modellenmiş ve simülasyonu 3D ortamda montaj haline getirilmiştir. ANSYS WORKBENCH 10.0 ‘da implantlara malzeme değerleri girilerek, yapısal analizler yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

THE PRESSURE DISTRIBUTION SIMULATION OF HIP MODELLING

SUMMARY

Key Words: total hip replacement, analysis

In this study, the endurance of the replacements that are used in the “total hip replacement” operations, which is performed on human beings, against the pulsed burdens as a consequence of daily vital actions are examined alongside the strain and constraints which occur in the replacement. For the initial part of the study, information regarding the structure and applications of the replacements are given. For the following part, the implants forming the hip replacement are modelled by the use of CATIA V5 R17 programme and the simulation is transformed into a montage in 3D environment. Structural analyses are made by entering the values of the materials to in the implants via ANSYS WORKBENCH 10.0 programme and the outcomes are evaluated .

BÖLÜM 1. GİRİŞ

İnsanlığın tekerleği icadıyla başlayan teknoloji serüveni zamanla hayatımıza kaçınılmaz olarak giren ve ihtiyaç halini alan yeni buluş ve icatların kaynağı olmuştur. Teknoloji hayatımızdaki tüm alanlara yenilikler getirirken, insanın hayatta kalma çabasına da tıp alanındaki gelişmelere öncülük ederek katkıda bulunmuştur. Günümüzde insandan insana yapılan organ nakilleri artık hayatın bir parçası olurken, yapay organlar, protezler ve implant'ler ile insanoğlu kendi kendini onarma ve ciddi hastalıklar ve sakatlanmaların etkilerini azaltma yolunda önemli gelişmeler elde etmiştir. Farklı bilim dallarının tıp ile kaynaşması bundan 2300 yıl önce Roma İmparatorluğu'nda fizikçi Galen'in çalışmalarıyla başlamış ve biyomekanik bilimi ortaya çıkmıştır. Leonardo da Vinci, Galileo Galilei gibi modern teknolojinin oluşumuna büyük katkıda bulunmuş isimlerin de kendi dönemlerinde yer aldığı çalışmalar günümüze kadar hızını kaybetmeden devam etmiş ve bilgisayarın bilimin hizmetine girmesinin ardından biyomekanikteki gelişmeler farklı bir yön kazanmıştır. Mekanik parçaların analizini yapmak üzere tasarlanmış bilgisayar programları zamanla tıp alanında kullanılmaya başlanmış ve insan vücudunun mekanik ve mukavemet açısından incelenmesi gündeme gelmiştir. Bu yöntemle kemiklerin kırılma mekaniği incelenmiş ve işlevini yitiren eklemler ve kemikler için yapılan takviye ve protezlerin geliştirilmesi ve test edilmesi sağlanmıştır. Söz konusu protezlerin testi için insanlar üzerinde deney yapmak tıp etiği açısından uygun olmadığından, en yakın biçimde modellenmiş bilgisayar simülasyonları ve bu simülasyonlardan elde edilen veriler ürünlerin gelişiminde çok önemli roller oynamıştır.

Bu tez çalışmasında, insan vücudunun en kritik eklemlerinden biri olan kalça eklemine yerini almak üzere geliştirilmiş protezin darbeli yüklenme analizi konu alınmıştır. İnsan vücudunu ayakta tutan iskelet yapısının en çok yük taşıyan eklemi olan kalça eklemi, gündelik yürüme, koşma, zıplama gibi hareketler sonucu ortaya

çıkan dinamik kuvvetlerin yanı sıra, düşme çarpma gibi ani darbelere de mukavemet göstermesi gereken bir eklemdir. Bu eklem zamanla yıpranması ya da bir kaza sonucu işlevini yitirmesi ya da kırılması durumunda uygulanan protez de hiç şüphesiz aynı mukavemeti göstermeli ve kişinin hayatına devamını sağlamasına olanak sağlamalıdır.

BÖLÜM 2. KALÇA EKLEMİ

2.1. Eklem

Eklem iki kemiğin, vücut bölümlerinin hareket edebilmesini sağlamak için, birleştiği kısma verilen isimdir. Örneğin kalça; top, soket tarzı bir eklemdir, femurun (uyluk kemiği) üst ucu ve kalça kemiğindeki asetabulum denen kemik parçası soketini oluşturur.

Hareket yeteneklerine göre eklemler üç çeşittir.

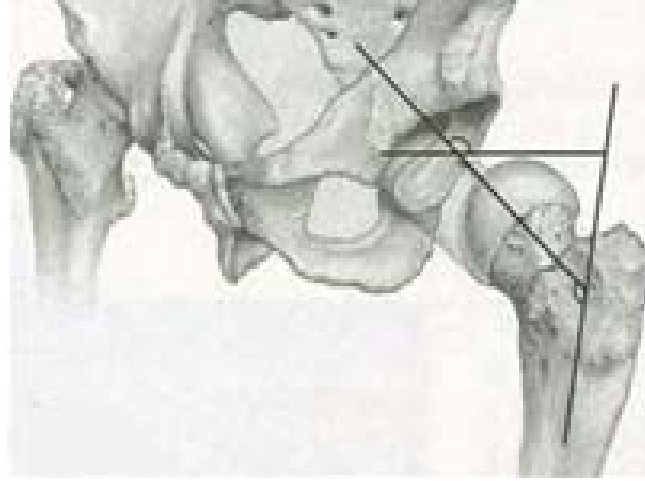
- 1- Oynar Eklem: Kol ve bacaklarda olduğu gibi hareket yeteneği fazla olan eklemlerdir.
- 2- Oynamaz Eklem: Kafatasını oluşturan kemikler arasında oynamaz eklem görülür. Bu kemikler, girinti ve çıkıntılarla birbirlerine oynamaz eklemlerle sıkıca bağlanırlar.
- 3- Yarı Oynar Eklem: Omurgadaki omurlar arasındaki eklemler, yarı oynar eklemlerdir. Sınırlı olarak hareket ederler.

Eklem kemiklerin üzerindeki kıkırdak neredeyse sürtünmesiz ve ağrısız hareketi sağlar. Artirit oluştuğunda ya da kıkırdak zedelendiğinde eklem sertleşir ve ağrı yapar.

Her eklemden sinovya denen eklemi fibröz dokudan oluşan bir zarf ya da kapsül gibi saran düz bir doku vardır. Sinovya sürtünmeyi ve eklem yırpanmasını azaltan bir sıvı salgılar .

2.2. Kalça Eklemi Yapısı

Kalça eklemi elips şeklinde bir eklemdir. Eklem, ilium (leğen) kemiğinde bulunan bir yuva ile, femur (uyluk) kemiğinden uzanan topuz şeklinde baş kısmı vardır (Bkz. Şekil 2.1). Uyluk kemiğinden uzanan baş-boyun kısmı 135–155 derecelik bir açıyla kalça eklemine teşkil eder (Bkz. Şekil 2.1).



Şekil 2.1 . Kalça Eklemi

Birçok hareketi çok kolay yapan eklem, 135–155 derecelik bir açıyla yaratılmasının sebebi, vücut ağırlığının kalça eklemine iletilen kuvvetinin 150–170°'lik bir açıyla gelmesidir. Gelen kuvvetin yönüyle uyluk eklemi açısı aynıdır. Uyluk kemiği ile vücut ağırlığının yansıyan kuvvet açısı aynı doğrultuda olmamasının sebebi kuvvet merkezi değişeceğinden eklem çok yük binmesi ve böylece eklemde erken kireçlenme ve eklem ağrısı olmasıdır. Bu durumda kalçadaki şiddetli ağrılar günlük hayatımızı ve vücut fonksiyonlarımızı kısıtlayan bir eklemle bizi baş başa bırakacaktır.

Kalça eklemine gördüğümüz başka bir özellik de uyluk kemiğinin yuvarlak kısmında çocuklarda bulunan büyüme kıkırdağıdır (epifiz plağı). Kıkırdak özel bir yerleşim biçimine sahiptir. Büyüme kıkırdağının uzunlamasına duruş şekli, kalçaya yansıyan 150°'lik vücut ağırlığına dik durumdadır (Bkz. Şekil-2.2).



Şekil 2.2 Kalça Eklemi Hareket Yapısı

Eğer büyüme plağına vücut ağırlığının kuvveti dik olarak yansımamış olsaydı büyüme plağında kayma olacak, uyluk kemiğinin uzunlamasına büyümesi yavaşlayacak veya duracaktı. Sonuçta genç yaşlarda ağırlı, hareketi kısıtlı ve kireçlenmiş bir kalça olacaktı. Gelen mekanik kuvvete göre büyüme plağını yerleştirme çok hassas bir plan ve tercih işidir (Bkz. Şekil 2.2).

Kalça ekleminin mekaniğinin bir başka özelliği de, 135-155 derece arasında eklem yapan uyluk kemiğinin içerisinde vücut ağırlığına ve kas gücüne mukavemet gösterecek trabekül dediğimiz kemik plaklarından yapılmış bölmelerin bulunmasıdır (Bkz. Şekil 2.3).



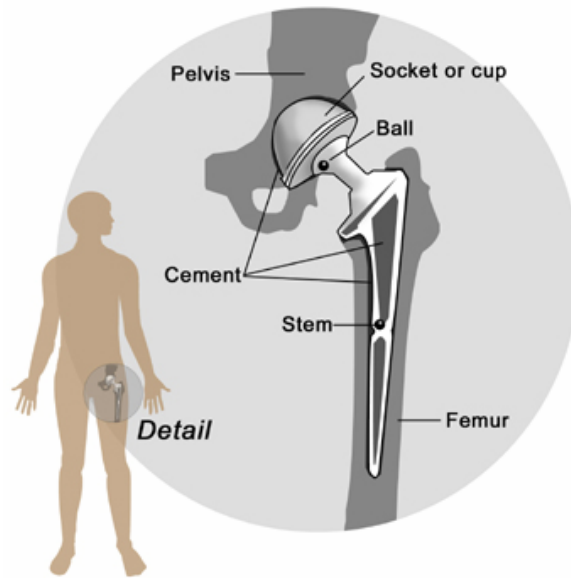
Şekil 2.3 Kalça Eklem Yapısı

Kemiğe direnç veren bu ince bölmelere trajektör çizgileri denir. Çizgiler bir beton içine atılmış demirler gibi az sayıda, fakat gelen kuvvete direnç gösterecek pozisyonda yerleştirilmiştir. Eğer direnç çizgileri kemiğin bütün boşluklarını dolduracak kadar olsaydı, hem kemik ağırlığı artacak, hem de içinde demir olmayan beton gibi dayanıksız olacak ve kalçayı hareket ettiren kaslara daha fazla yük binecekti. Neticede kısa mesafe yürüyüşte yorgunluklar meydana gelecek, kemik direncinde ve sağlamlığında azalma olacaktır.

Böylece az bir madde en ideal tarzda kullanılarak, azami iktisat prensibiyle biomekanik özelliklere sahip bir yapı teşkil edilerek dayanıklılık temin edilmiştir[6].

2.3. Protez

Kıkırdaktaki zedelenmenin yol açtığı eklem ağrısını gidermek için protezler kullanılır. Ağrı çok şiddetli olabilir, bu da eklemin kullanılmasını engeller ve çevresindeki kaslar zayıflamaya başlar, sonuçta eklemin hareketi iyice zorlaşır. Fizik muayene, bazı laboratuvar testleri ve X-Ray grafikleri eklemdaki zedelenmenin derecesini gösterir. Protez diğer tüm tedavi yöntemleri cevapsız kaldığında kullanılır.

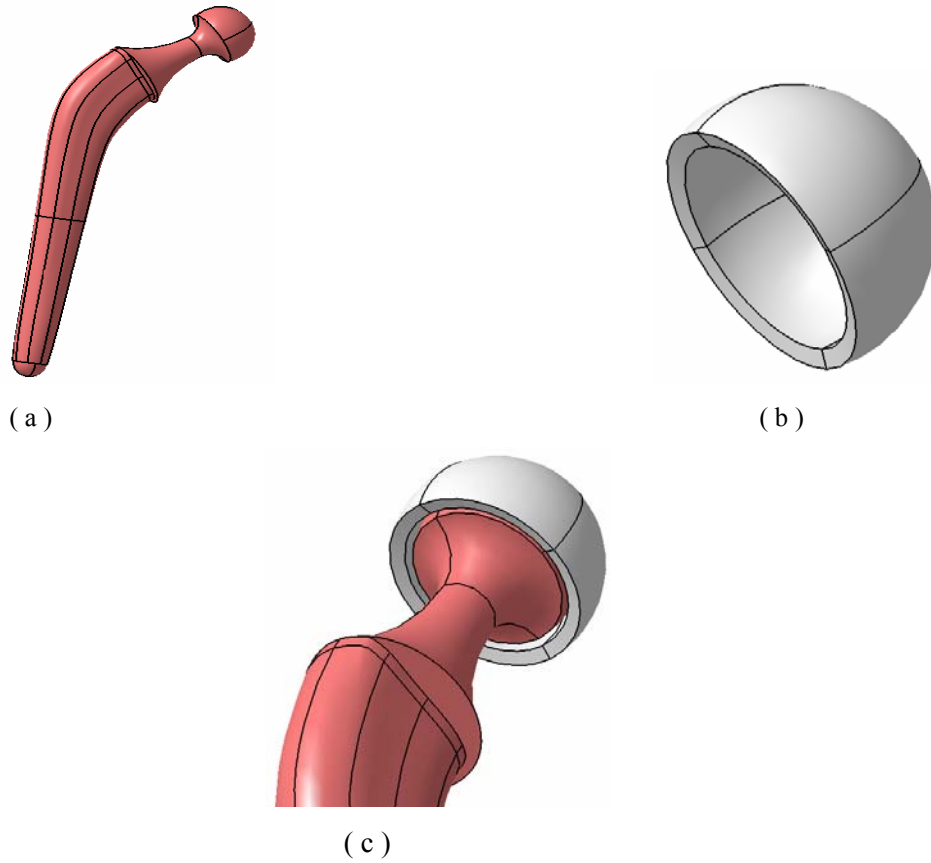


Şekil 2.4 Kalça Eklem Protezi

BÖLÜM 3. TOTAL KALÇA PROTEZİ (THR)

3.1. Total Kalça Protezi (THR)

Total kalça protezi, kalça ekleminin baş ve yuvasının protez metaryeli ile değiştirilmesi operasyonudur. THR'yi anlamamız için öncelikle kalça ekleminin yapısını anlamamız gerekir. Kalça eklemi top ve yuva (ball and socket) tarzı bir eklemdir.



Şekil 3.1. Total Kalça Eklem Protez Parçaları

- a. Kalça Eklem Femur Protezi
- b. Kalça Eklem Yuva Protezi
- c. Total Kalça Eklem Protezi

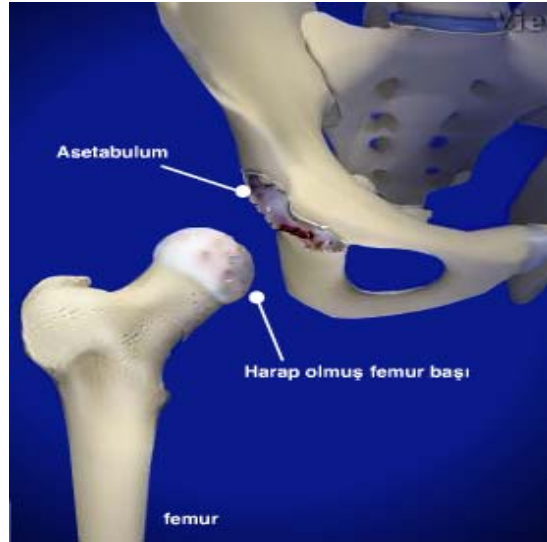
Top parçasını femurun (uyluk kemiği) başı oluştururken, yuva ise kalça kemiğinin bir parçasıdır. Topun yuva içerisindeki dönüşü bacağına içe,dışa,öne,arkaya ve daire biçiminde oynatmanıza izin verir. Kalça eklemi önden ve arkadan kuvvetli bağlarla sarılmıştır. Sağlıklı bir kalçada top ve yuva yüzeyleri düzgün bir kıkırdakla (hyalin) kaplıdır. Yüzeyin düzgün olması topun yuva içerisinde kolayca kaymasını sağlar. İki yüzey arasındaki temas alanı son derece önemlidir. Kalça eklemi tutan dejeneratif osteoartrit, kalça çıkığı, romatoid artrit gibi hastalıklarda iki yüzey yani top ve yuva arasındaki temas alanı azalır. Temas alanı azaldığında birim yüzeye düşen yük miktarı artacaktır. Bu durumda ise eklemi oluşturan yüzeylerdeki kıkırdak doku aşınacak yerini pürüzlü, harab olmuş bir doku alacaktır. Kıkırdak altındaki kemik doku normalden daha fazla yüke maruz kaldığından zamanla sertleşecek ve yer yer kistik oluşumlar meydana gelecektir. Vücut savunma mekanizması olarak azalan temas alanını artırabilmek için yeni kemik oluşumları (osteofit) oluşturacaktır. Eklem mesafesindeki daralma sebebiyle kalça eklemi hareketleri kısıtlanacaktır. Mevcut hastalık ilerledikçe hastalar ağrı duyacaklardır. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon öncelikle ameliyat kararı vermeden önce mutlak suretle denenmelidir. Konservatif tedaviye cevap vermeyen günlük yaşamı etkileyen şiddetli ağrı,hareket kaybı ve neticesinde fonksiyon kaybı olan hastalarda Total Kalça Replasmanı yani protez ameliyatı yüz güldürücü bir sonuç verecektir [7].



Şekil 3.2. Total Kalça Protezi Uygulanmış Bir Örneğin Röntgen Görüntüsü

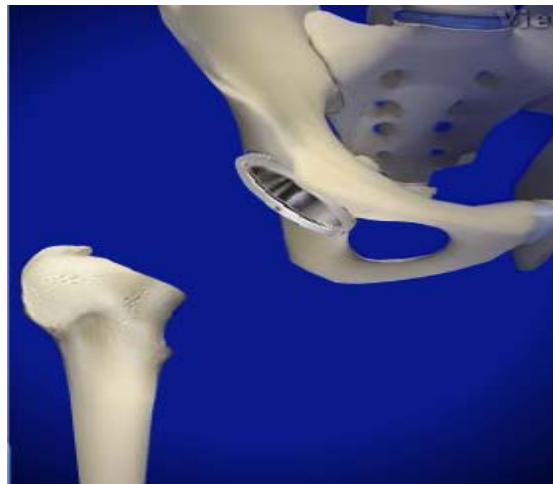
3.2. Total Kalça Protezinin Uygulanma Aşamaları

Total kalça protezi ameliyatında ilk adım olarak femur kalça mafsalından çıkartılır.Ardından femurun üst kısmını olan harap olmuş bölge femurdan kopartılır (Bkz. Şekil 3.3.) [4].



Şekil 3.3. Harap Olmuş Asetabulum ve Femur Başı

İkinci aşama olarak Asetabulumdaki kırık ve kemik temizlenir. Metal implant asetabulumuna konulur. Uygulanacak tespit yöntemine göre kemik çimentosu yada vida kullanılır. (Bkz. Şekil 3.4.)



Şekil 3.4. Total Kalça Protezi Metal İmplant Tespiti

Metal implantın içine plastik kısım yerleştirilir. Bunların çoğunluğu polyetilen (plastik) den yapılmıştır. Bazı cerrahlar metal yada seramik olanlarını tercih ederler. Oyucu adı verilen bir aletle metal protez için uyluk kemiğine düzgün bir delik açılır ve bu delik oyularak yuva hazırlanır. (Bkz. Şekil 3.5)



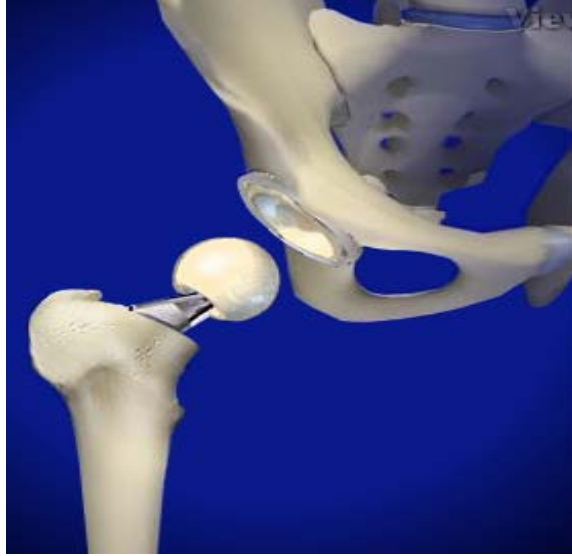
Şekil 3.5. Femurun Protez İçin Hazırlanışı

Metal femoral stem hazırlanan kanal içine yerleştirilir. Tespit için kullanılacak yöntemin tercihine göre kemik çimentosu ile de tespit edilebilir. (Bkz. Şekil 3.6)



Şekil 3.6. Femoral Stemin Yerleştirilmesi

Femur başı yerleştirilir. Eğer asetabulumda seramik kullanıldıysa femur başı da seramik kullanılmalıdır (Bkz. Şekil 3.7.) [4].



Şekil 3.7. Total Kalça Protezi Uygulanmış Model

3.3. Total Kalça Protezi Tespit Şekilleri

Operasyonda eklemin her iki yüzeyi plastik ve metal komponentlerle değiştirilir. Konulan parçaları yerinde tutmak üzere 2 yol mevcuttur. Bunlardan biri polimetimetakrilat adı verilen çimento ile tespittir. Diğeri ise özel hazırlanan ve kemiğin gelişimine uygun olarak kemikle bütünleşen parçalardan oluşan çimentosuz protezlerdir. Bazı çimentosuz implantların yüzeylerinde yeni kemik oluşumunu sağlayabilecek biyolojik olarak aktif olan maddeler de bulunmaktadır . İleri yaş ve ileri osteoporozu olanlar dışında günümüzde çimentosuz protezler tercih edilmektedir. Çimentosuz protez sonrası belli süre koltuk değneği kullanılması gerekebilir.

Bugün kalça protezlerinde büyük çoğunluğu çimentosuz veya melez (kalça yuvası kısmı çimentosuz, uyluk kemiği kısmı çimentolu) olarak yapılmaktadır. Çimentosuz protezlerde protez üzerine büyüyen kemik yapı protezi vücudun bir parçası gibi tesbit eder. Ancak bu kaynama için sağlıklı bir kemik yapısına gerek vardır.60 yaş altı ciddi bir sağlık sorunu olmayan hastalar bu grupta değerlendirilir. Genel sağlığı bozuk veya 60 yaş üzeri hastalarda protezin uyluk kemiği içine giren parçasında

zaman zaman mikro bir hareket kalır ki bu diz bölgesine vuran ağırlara neden olabilir. Bu nedenle böyle hastalarda kalça komponenti çimentosuz, femoral (uyluk kemiği) komponenti çimentolu hybrid (melez) protezler sıklıkla kullanılır. 70 yaş üzeri, kemik erimesi fazla olan hastalarda ise tamamen çimentolu protezler kullanılabilir.

Çimentolu protezlerin uyumu mükemmel olup 25 yıl kadar dayanabilmektedir. Çimentonun avantajı gerek kemikle protezi birbirine bağlayan bir yapı olması gerekse katı bir maddenin ortama kattığı biomekanik güçtür. Bugün için kullanılan materyallerde kırılma olayı son derece azdır.

Çimentolu protezlerde zaman içinde soruna neden olan problem kemikten gevşeyebilmeleridir. Gevşeme 2 türlü olabilir.

1. Diz hareketler esnasında birçok kuvvetin etkisi altında kalır. Protezli dizde yukarıdan aşağı olarak gelen yük değiştirilmiş olan kaval kemiğinin eklem yüzeyi ve arta kalan spongiöz kemik tarafından karşılanır.Eğer gelen yük protezin gücünü aşacak olursa protez alta kalan kemiğin içine gömülür,yada gevşemeye başlar.Bu esnada metal parçalar arasına konmuş olan polietilen tabakanın ezilmesi ondan parçaların ayrışmasına ve bu parçaların vücut tarafından yabancı cisim olarak algılanıp biolojik bir yanıt verilmesine neden olur.Bu cevapta gevşemenin biolojik olarak hızlanmasına neden olur.

2. Polietilen bölgeden kopan parçalar vücudun savunma hücreleri tarafından kaldırılmak istenecektir. Bu amaçla salgılayacakları enzimler sadece bu parçaların değil aynı zamanda protezin kemiğe yapışmış olduğu bölgedeki kemiğin erimesine(osteoliz) yol açacaktır. Bu olay bir kısır döngü içerisinde devam edip gevşeme ve protezin uyumsuzluğu ile sonlanır.

Yukarıda anlatılanlara karşın çimentolu protezler bugün için başarı ile kullanılmaya devam etmektedir. Özellikle ileri yaş osteoporotik hastalarda tek tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.

Sonuç olarak kalça protezi cerrahisi bugün için kalçanın biomekaniğini düzenleme de etkili bir tedavi yöntemidir.

3.4. Total Kalça Protezinde Kullanılan Malzemelerin Genel Özellikleri

Cerrahi uygulamaların tarihi boyunca birçok metal ve alaşım implant malzemesi olarak kullanılmıştır. Bu tür malzemeler ASTM ve ISO ile ilgili diğer ülke standartları tarafından implant malzemesi olarak tanımlanmıştır. Bu malzemeler korozyona karşı dirençli, vucut dokuları tarafından iyi bir şekilde kabul edilen (biocompatible) gibi temel iki şartı yerine getirmektedir. Bu iki özellik de vucud ortamında metal yüzeyinden ayrılan miktarının az olmasıyla ilgilidir. Doku-organ-kültür üzerine yapılan deneysel çalışmalar, periyodik tablodaki değişik saf metalların farklı bileşimlerde hücre zehirlenmesi ortaya çıkarttığını göstermiştir. Bazı metaller vucud metabolizmasında önemli rol oynamaktadır, belli derişim düzeylerinin üzerinde toksit etkiye sahip olabilmektedirler. Bazıları ise vucud tarafından çok farklı tepki ile karşılanabilmektedir.

Yorulmaya karşı direnç implantlar için diğer önemli gerek şart olmaktadır. İmplantlardan beklenen yeterli mekanik dayanım özellikleri, implantın şekli ve uygulamaya bağlı olarak değişmektedir. İyi bir süneklik genelde istenen özellikler arasındadır.

Günümüzde implant malzemeleri konusunda oldukça geniş araştırmalar sürmektedir. Bu çalışmalar implant malzemelerini biyo-uyumluluğu ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yönelik çalışmalardır.

Eğer bir protez iskelet sisteminin bir parçası olacaksa öncelikle varolan kemiklerle bir arada bulunacaktır. Bunun olması için doğrudan biomalzeme-kemik temasının bulunması gerekmektedir. Gelişme sağlamanın anahtarı böyle bir temas durumunda arada yumuşak dokuların bulunması yada bulunmaması durumunda stabil bir sistem sağlamaktan geçmektedir. Pratikte dört durumdan biri ortaya çıkar. İlki, sözkonusu kemikten farksız davranın malzeme bulunabilir, bu aslında inert olacaktır ve kemiğe olumlu yada olumsuz herhangi bir etkide bulunmayacaktır. İkincisi kaçınılmaz bir

şekilde enflamasyon cevabı meydana getirenlerdir, ara yüzeyde meydana gelen çözünüm yumuşak dokulara ulaşır; kullanımda olan birçok malzeme bu kategoriye girer. Üçüncüsü, önceden varolan kemiğe herhangi bir özel köprüleme gerekmeden kemik implant ara yüzeyinde, fizyolojik kemik oluşumu proseslerinin gerçekleşmesiyle implant yüzeyinde yeni kemik oluşumunu teşvik eden malzemelerdir. Bunlar tutunmasına izin veren malzemelerdir. Böyle proseslere literatürde kemik bütünleşmesi (osseintegrasyon) olarak tanımlanmaktadır.

Osseintegrasyon özelliği büyük oranda malzemenin inertliğine bağlıdır. Titanyum ve alimüna bu özelliğe sahip biomalzemelerdir.

Genel çeşitlilikte bio malzemeler protez için tercih edilebilir. Bu malzemeler içinde porselen, seramik, silika cam, silika fosfat, silika jeller, polimerler, analgamlar, altın ve alaşımları, gümüş ve alaşımları, tantalyum, kobalt krom alaşımları, titantum ve paslanmaz çelikler yol almaktadır. Özellikler son birkaç yıldır tantalyum biouyumluluk bakımından oldukça önem kazanmıştır. Ancak üretim ekonomikliği bakımından tam elde edilemediği için bu elementle ilgili bio malzeme geliştirme çalışmaları henüz yapılmamıştır.

Bu malzemeler için temel zorunluluklar korozyon direnci mekanik ve biokimyasal özellikler ile ilişkilendirilmiştir. Esas metal alaşımları günümüzde ciddi anlamda hem biomekanikal hem de metalurjik olarak önem kazanmıştır. Bunun sebebi metalik malzemelerin mükemmel dayanım, tokluk ve aşınma dayanımı sağlamalarıdır.

İmplantlar dizayn edilirken aşağıdaki faktörler göz önünde bulundurulmalıdır;

1. Genel antomi ve bundan sapmalar
2. Cerrahi yaklaşım
3. Kemikte yerel iyileşme hızları
4. Cerrahi teknik
5. Kemikte yerel iyileşme hızları
6. Olası komplikasyonlar

7. Fizyolojik ve biomekanik koşullar
8. Dinamik zorlanma ve ağırlık taşıma koşulları
9. İmplant kemiğin tapkisi
10. İmplant malzemesinin özellikleri

Metal-metal implantları uzun ömürlü oluşu 1970 'lerin sonlarına doğru gözden geçirilmiş elemanlardan yapılmış bir çalışmaya yönlendirdi. Yeniden gözden geçirilmiş protezlerin 10 – 20 yıl kullanımından sonra oluşan kombine aşınma hızının yalnızca yılda 2 – 6 μm olduğu ortaya çıkmıştır. Bu durum 1980 ' li yılların sonlarına doğru, özellikle İsviçre' de total kalça protezinin metal+metal formuna olan ilginin tekrar canlanmasına sebep oldu. 1996' ya kadar olan bu süreçte özellikle Avrupa' da çeşitli metal+metal protezler kullanılmaya başlandı. Bu protezlerin aşınma hızları Semlitsch ve Willer' in raporlarına göre 3 – 7 μm idi. Semlitsch ve Willer ayrıca aşınma hızının implantasyon periyodu arttıkça kademeli bir biçimde azaldığını belirtirler.

Sert yüzey + sert yüzey total kalça protezinin bir alternatif formu olan seramik+seramik total kalça protezi ilk olarak 1970' lerin başlarında Fransa'da Bautin tarafından gerçekleştirildi. İlk prosedür 1970' te gerçekleştirildi ve Hulbert alüminyum oksit seramikleri (alümina ceramiks) implant metaryeli olarak önerdi. 1992 yılına kadar yaklaşık 500.000 adet alüminyum oksit (alumina) bileşenli protezin implante edildiği tahmin ediliyor.

Karboksimental – selüloz kayganlığı sağlayan yağ olarak kullanılarak kalça eklem protezini oluşturan uyluk baş kısmı ve bunun kalça kemiğine bağlandığı kısım (femoral head ve cup) için çeşitli metaryel kombinasyonları bir kalça fonksiyonu simülatöründe test edildiğinde baş kısmını (femoral head) oluşturan metaryalden çok az etkilendiği ortaya çıkmıştır.

Almanya 'da yapılan çalışmalarda, seramik uyluk baş kısımlarının polietilen aşınma oranını metale göre %50 azalttığı sonucuna varılmıştır.

Fakat, klinik deneyler alüminyum oksit (alumina) metalik uyluk baş kısımlarının aşınma olduğu durumlarda avantajları olduğu göz önüne sermiştir.1995 yılında yapılan 5 araştırma gözden geçirildiğinde, polietilen acetabular cups ' in seramik femoral head karşısında aşınması, metalik femoral head karşısında aşınmasının yalnızca 0,5 katı olduğu sonucuna varılmıştır. Öyleyse seramik başlar aşınma söz konusu olduğunda acetabular cups' in kullanım süresini iki katına katlamaktadır. Son yıllarda yapılan kalça eklem simülatör testleri de klinik gözlemleri desteklemektedir. Sonuç olarak, simülatörün verdiği sonuçlar klinik sonuçlar ile örtüşmekte ve bu durum da modern simülatör çalışmalarının geçerliliği konusunda güven ortamı yaratmaktadır[6].

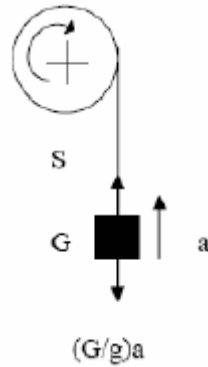
BÖLÜM 4. DİNAMİK KUVVETLER

4.1. Eylemsizlik Kuvvetlerinden Doğan Gerilmeler

Aşağıda şeklini gördüğünüz cisim V hızıyla düşerken bir iple bağlı olduğu makaranın dönmesi engellenirse ipte bir S kuvveti doğar ve bu da aslında statik olarak ele alınırsa sadece cismin ağırlığına eşit olmalıdır. Ama cismin ilk halini koruma isteğinden kaynaklanan ataleti sebebiyle bu kuvvet “ $G+(G/g)a$ ” a eşittir. Dinamik kuvvet ile statik kuvvet arasındaki ilişkide ϕ dinamik çarpan ile gösterilir.

$$\phi = \frac{G + \left(\frac{G}{g}\right) \cdot a}{G}$$

Yukarıdaki formüldende çıkarılabileceği gibi hız ne kadar hızlı düşürülürse ivme değeri o denli yükselir. Bu durumda cisme etkiyen dinamik kuvvette artar.

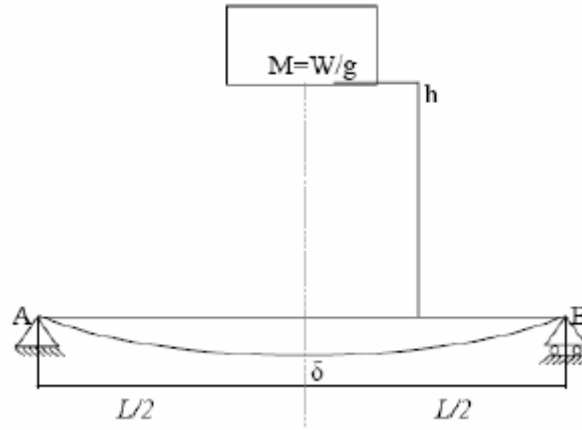


Şekil 4.1 Eylemsizlik Kuvvetleri

4.2. Darbe Test Hesaplamaları

Birkaç farkın olmasına rağmen sarkaç ve ağırlık düşürme test sisteminde, ihtiyaç duyulan hesaplamalar hemen hemen aynıdır. Sarkacın yatay ve ağırlık düşürme testinin düşey olması hesaplamaları etkilemez.

İlk adım da, plak ile temas halinde olan tüpün potansiyel enerjisini ihmal edecek kadar, defleksiyon vardır. İkinci adımda, yerçekimine bağlı ivme, darbe kuvvetinin meydana getirdiği ivme ile mukayese edildiğinde küçük olduğu kabul edilir. Bu kabullerin ikisi de ağırlık düşürme hesapları üzerinde daha etkilidir.



Şekil 4.2 Kirişin Dinamik Yer Değiştirmesi

Çarpma yüküne maruz bırakılmış bir kirişin dinamik yer değiştirmesi. Belli bazı basitleştirilmiş şartlar altında ve yüklerin de eşit sayılması durumunda kirişte depo edilmiş gerilme enerjisiyle belirlenebilir. Burada yapılan kabuller; düşen kütle kirişe yapışır ve onunla birlikte hareket eder, enerji kayıpları meydana gelmez, kiriş lineer elastiktir, kirişin yer değiştirmiş biçimi, dinamik yük altında statik yük altındakiyle aynıdır ve kirişin potansiyel enerjisinin neden olduğu pozisyondaki değişim ihmal edilebilir [3].

BÖLÜM 5. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

5.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Yapısı

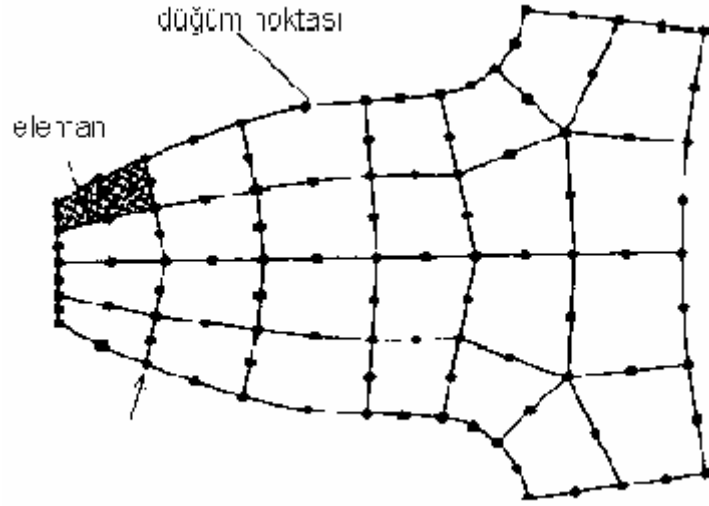
Sonlu elemanlar metodu matematikçilerden ziyade daha çok mühendisler tarafından geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. Tüm bu uygulamalarda bir büyüklük alanının hesaplanması istenmektedir. Gerilme analizinde bu değer deplasman alanı veya gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akısı; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan büyüklük alanının almış olduğu en büyük değer veya en büyük gradyan pratikte özel bir öneme sahiptir [Engin, A. ve ark.2000].

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan bir çok elemana bölünür. Elemanlar "nod" adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler (Bkz. Şekil 5.1). 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

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

şeklinde. 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.



Şekil 5.1 Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar

5.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Tarihsel Gelişimi

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.

Genel amaçlı sonlu elemanlar paket programları 1970'li yıllardan itibaren ortaya çıkmaya başlamıştır. 1980'li yılların sonlarına doğru ise artık paket programlar mikro bilgisayarlarda kullanılmaya başlandı. 1990 yıllarının ortaları itibarıyla sonlu elemanlar metodu ve uygulamalarıyla ilgili yaklaşık olarak 40.000 makale ve kitap yayınlanmıştır.

5.3. Sonlu Elemanlar Modelinin Tercih Edilmesinin Nedeni

Matematik modelleme işleminin, modelin varyasyonel problem olarak ifade edilmesinden sonraki aşaması, bilgisayarda çözümlenmesi hedeflenen ayrık modelin oluşturulmasıdır. Günümüzde, diferansiyel denklemlerle ilgili matematik modellerin ayrık benzeşiklerinin oluşturulması ve elde edilen ayrık problemin bilgisayarda çözümlenmesi açısından en kapsamlı ve evrensel yöntem, sonlu elemanlar yöntemi (SEY)'dir. Bu yöntemin klasik sonlu farklar yönteminden başlıca farkı, bunun sınır değer problemini değil, varyasyonel problemi temel almasıdır.

Bu nedenle SEY, bilimsel ve teknolojik problemlerin sayısal çözümlenmesinde en çok kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. SEY'in boyutlarının büyüklüğünü göstermek için, bunun hem matematiksel analiz, hem diferansiyel denklemler, hem sayısal yöntemler, hem bilgisayar bilimleri, hem de ayrıca çeşitli mühendislik bilimleri dallarıyla iç içe olduğunu söylemek yeterlidir.

5.4. Sonlu Elemanlar Yönteminin Diğer Metotlara Göre Üstünlükleri

Sonlu eleman metodunu diğer metotlara üstün kılan başlıca hususlar şunlardır:

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cismi temsil edebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha güvenilir olabilir.
2. Çok bağlantılı bölgeler (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köseleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
3. Değişik malzeme ve veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez. Geometri ve malzeme nonlineeriteleri, kalıtsal olsa bile (örneğin zamana bağlı) malzeme özellikleri kolaylıkla göz önüne alınabilir.
4. Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş "kuvvetler" ve "yer değiştirmeler" cinsinden formüle edilebilir. Sonlu eleman metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.
6. Sonlu eleman metodunun çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metodlardan daha hassas sonuç verir.

5.5. Sonlu Elemanlar Metotunun Yararları

Sonlu elemanlar yönteminin günümüzdeki uygulamaları oldukça fazladır ve diferansiyel eşitliklerle düzenlenen fiziksel tüm problemleri kapsar. Sonlu elemanlar yönteminin yararları, genişçe kullanılmasına yardımcı olmaktadır. Bunların bazıları;

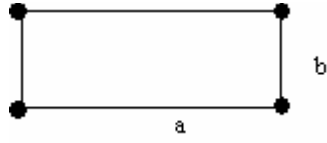
1. Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine imkân vermektedir.
2. Düzgün olmayan sınırlara sahip şekiller, eğri kenarlı elemanlar kullanılarak analiz edilebilirler.
3. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.

4. Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz.
5. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.

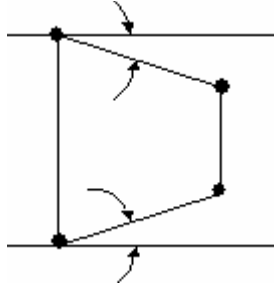
5.6. Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Modelleme

5.6.1. Genel olarak modelleme

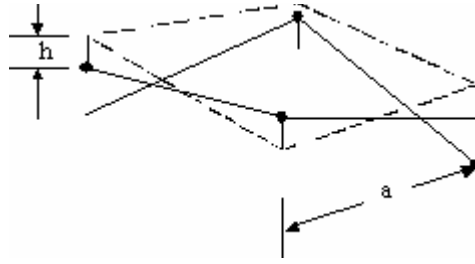
Modelleme bir fiziksel yapı veya sürecin analitik veya sayısal olarak yeniden inşa edilmesidir. Sonlu elemanlar metodunda modelleme basitçe nod ve elemanlardan oluşan bir ağ yapısı hazırlamak değildir. Problemi gerekli şekilde modelleyebilmek için gerekli sayı ve tipteki elemana karar vermek ancak problemin fiziğinin iyi şekilde anlaşılmasıyla mümkündür. Kötü şekil verilmiş elemanlar ile hesaplanması istenilen büyüklüğün hesaplama alanı içindeki değişimini yansıtamayacak kadar büyük boyutlu elemanlar modellemede istenmez. Şekil 5.2 'de elemanlarda genelde müsaade edilebilecek geometrik biçim bozukluklarının seviyesi gösterilmektedir. 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. Örneğin Şekil 5.3 'de silindirik yüzeylerin modellenmesi için 4 nodlu veya 8 nodlu dört kenarlı elemanlar kullanılması durumunda tipik bir eleman dağılımı gösterilmiştir. Diğer yandan Şekil 5.4' de bir delik etrafında olması gereken tipik eleman dağılımı görülmektedir. Hesaplanan değerlerin kabul edilebilir olup olmadıklarının kontrol edilmesi ayrı bir öneme sahiptir. Dikkat edilmesi gereken hususlar aşağıda kısaca belirtilecektir.



Uzunluk oranı a / b için genelde 10:1 oranına kadar müsaade edilir.

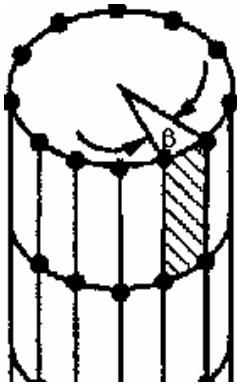


İki açıda $< 20^\circ - 30^\circ$



Genelde h / a oranı % 5 den küçük olmalı

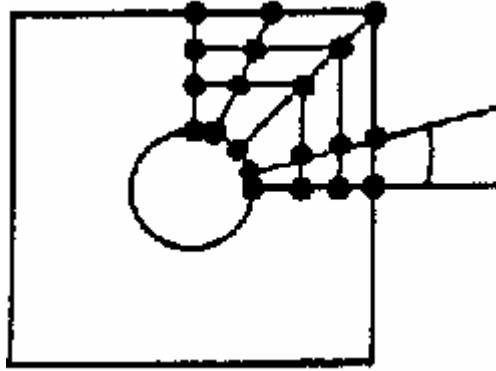
Şekil 5.2 Eleman geometrisinde müsaade edilir deformasyon



$\beta < 15^\circ$ 4 nodlu dört kenarlı elemanlar için

$\beta < 30^\circ$ 8 nodlu dörtgen elemanlar

Şekil 5.3 Bir silindirik yüzey etrafındaki tipik eleman dağılımı.



Şekil 5.4 Bir delikli geometride delik etrafındaki tipik eleman dağılımı

5.6.2. 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 kullanılabileceği mühendislik problem tipleri haklarında bilgi verilmektedir.

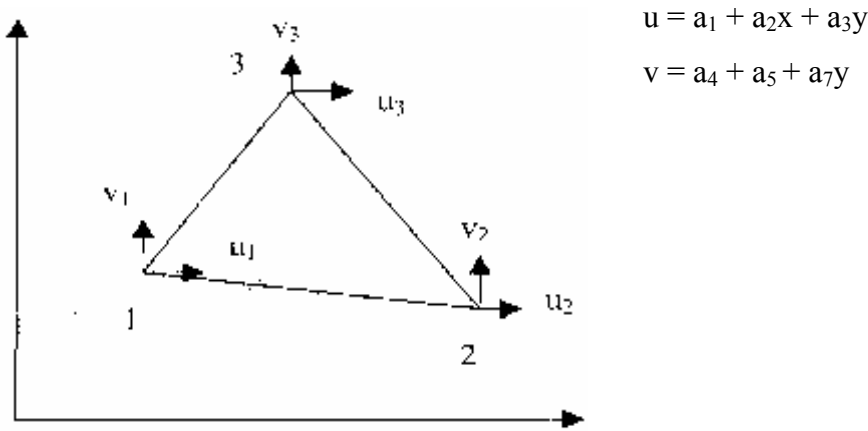
5.6.2.1. 3D Kiriş elemanı

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

5.6.2.2. Sabit gerilmeli üçgen eleman (SGU)

SGU elemanı sabit kalınlığı olan, üç nod noktasını birleştiren ve toplam altı serbestlik derecesi ile tarif edilen bir elemandır (Bkz. Şekil 5.5). Eleman deplasman alanı aşağıdaki gibi tarif edilmektedir.



Şekil 5.5 Sabit Gerilmeli Üçgen Eleman

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

5.6.2.3. Lineer gerilmeli üçgen eleman(LGU)

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

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

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

SGU elemanının aksine gerilme büyüklüğü LGU elemanı içerisinde x ve y koordinatları ile lineer olarak değişmektedir. Sadece eğilmeye maruz yapılar için LGU elemanlarıyla yapılan modellemelerde, deplasman ve gerilme alanları için çok iyi yaklaşımlar elde edilecektir.

5.6.2.4. Çifte lineer dörtgen eleman

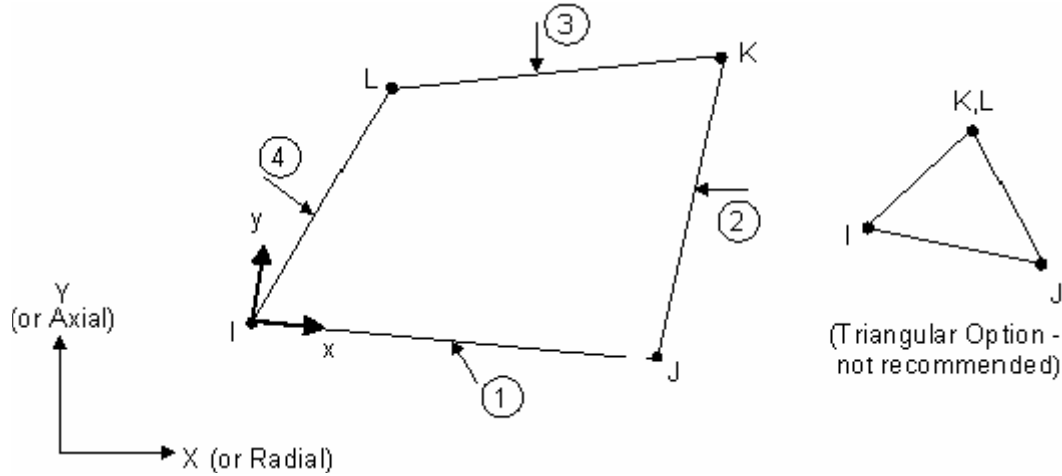
2 Boyutlu problemler için diğer bir tip eleman, çifte lineer dörtgen elemanlardır. Eleman köşelerinde dört adet nod yer almaktadır ve eleman sekiz nodal serbestlik derecesine sahiptir. Diğer yandan 8 nodlu eleman tipi için ise kenarların orta noktalarında dört adet nod vardır. Dört nodlu eleman için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

$$u = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 xy$$

$$v = a_5 + a_6 x + a_7 y + a_8 xy$$

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

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



Şekil 5.6 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

5.6.2.5. 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.

5.6.3. Yükle

Tekil yükle mutlakla nod noktalarına uygulanmalıdır. Bu nedenle ađ yapısı tekil yüklelerin nodal noktalara uygulanmasını sağlayacak şekilde yapılandırılmalıdır. Klasik lineer teoriye göre bir noktaya tekil yük uygulandığı zaman, o noktada;

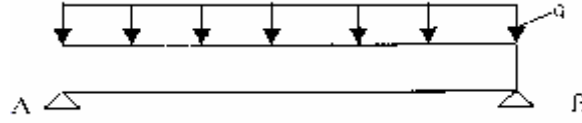
- Kiriş için sonlu bir deplasman ve gerilme değeri oluşur,
- a- Levha için sonlu deplasman, sonsuz gerilme değeri oluşur,
- b- İki veya üç boyutlu geometrik cisim için ise sonsuz deplasman ve gerilme değeri oluşur.

Diğer yandan bir tekil yük malzemede o bölgede akmaya neden olacaktır. Lineer teori ise akmayı modellemez. Sonuç olarak tekil yükleler küçük alanlar üzerine dağıtılmış yüksek yoğunluklu yayıl yükleler olarak modellenebilir. Eğer tekil yük bir nod noktasına uygulanırsa sonsuz deplasman ve gerilme değerleri hesaplanmaz.

Bir tekil moment sadece öteleme serbestlik derecesine sahip bir noda uygulanamaz. Bu durumda tekil momentler eşlenik kuvvetler olarak temsil edilirler. Diğer yandan yayılı yükleler nod noktalarına tekil yükleler olarak uygulanırlar.

5.6.4. Sınır koşulları

Sınır koşulları yapıların mekaniğinde mesnet şartları olarak da isimlendirilmektedir. Sonlu eleman modellemelerinde sınır koşulları (mesnet şartları) sık sık yanlış veya eksik olarak tanımlanmaktadır. Modellemede sınır koşullarına gerekli özen daima gösterilmelidir. Her ne kadar yapılan hata küçük gibi görölse de, sonuçlar üzerindeki etkisi oldukça büyük olacaktır. Örneğin Şekil xxx 'de görölen ve iki ucu basit mesnetlenmiş kirişin sonlu elemanlar modelinde, elemanlar tarafsız ekseninden geçen çizgi üzerinde yer alırlar. Kiriş parçasının uçlarının yatay doğrultudaki hareketi sınırlandığı için, kiriş bu doğrultuda zorlanmaya maruz kalacaktır. Bu nedenle kirişin sonlu eleman modelinin uçları düşey bağlantılarla A ve B noktalarına bağlanır



Şekil 5.7 İki ucu basit mesnetli kiriş

Sonlu elemanlar modelinde aktif olmayan serbestlik dereceleri çözüm işleminden önce sınırlandırılmalıdır. Bu sınırlandırılması gereken serbestlik derecesi modelin sınırdaki veya başka bir bölgesinde olabilir. Örneğin düzlem elemanlar nodlarında düzlem içinde iki doğrultudaki ötelemeye karşı direnç gösterirler. Fakat genel amaçlı bir sonlu elemanlar programı her bir noda üçü öteleme ve diğer üçü de dönme olmak üzere altı serbestlik derecesi atayacaktır. Rijidlik matrisinde tekillikleri önlemek amacıyla düzlem elemanlar için her noddaki üç dönme serbestliği ve eleman düzlemine dik doğrultudaki öteleme serbestliği kısıtlanmalıdır. Çünkü seçilen eleman tipi bu serbestlik dereceleri için direnç gösteremeyeceğinden, rijidlik matrisinde tekillikler oluşacak, bu da denklemlerin çözümünü zorlaştıracak veya imkansız hale getirecektir. Doğru bir modelleme için düzlem elemanların her bir nodu için üç serbestlik derecesi atanır. Sınır koşulları için ise yine sınırdaki yer alan nodlar için bu serbestlik derecelerinden bazılarının kısıtlanması gerekebilir.

Bazı durumlarda gerçek problem için sınır koşulları net olarak anlaşılır olmayabilir. Böyle durumlar için çözümün üst ve alt sınırlarını iki ayrı analizle saptamak fiziksel olarak daha anlamlı olabilir. Örneğin iki ucundan mesnetlenmiş üniform yüklü bir kirişin uçları dönmeye belli olmayan bir dereceye kadar kısıtlanmış olabilir. Böyle bir durum için kirişin uçları bir çözüm için basit mesnetli olarak kabul edilir, diğer bir analiz içinse tamamiyle tespit edilmiş olarak kabul edilerek problem çözülür: İki analizden elde edilen değerler aslında gerçek problem için alt ve üst sınırları göstermektedir [10].

5.7. Sonlu Elemanlar Analizleri

5.7.1. Statik analiz

5.7.1.1. Giriş

Statik analizde zaman bağımsız bir değişken olarak göz önüne alınmaz. Deformasyonların sabit ve yavaşça değiştiği kabul edilir. Bazı problemlerde titreşim frekansı çok düşük olabilmektedir (en düşük doğal frekansın 1/3'ünden daha küçük). Bu durumlarda problem "quasi-statik" olarak düşünülebilir. Yani atalet kuvvetleri hesaplanarak, bunlar sanki birer statik yükümüş gibi yapıya uygulanarak, yapı statik olarak analiz edilebilir [Engin, A. ve ark.2000].

Bir statik analiz için aşağıdaki adımların yerine getirilmesi gerekmektedir:

1. Sonlu elemanlar modelini hazırlanması
 1. yapıyı sonlu elemanlara bölerek ayırıştır.
 2. yapının nasıl yüklendiğini tanımlanmalı
 3. yapının nasıl desteklendiğini tanımlanmalı
2. Hesaplamaları gerçekleştir. Program sırasıyla aşağıdaki adımları gerçekleştirir.
 1. Rijitlik matrisi $[K]$ her bir eleman için hesaplanır.
 2. Elemanlar birbirleriyle birleştirilerek, tüm sistem için global rijitlik $[K]$ elde edilir.
 3. Yükler global yük vektöründe, $[R]$, yerleştirilir.
 4. Mesnet koşulları uygulanır.
 5. Global denklem takımı $[K] \cdot [D] = [R]$, bilinmeyen $[D]$ değerleri için çözülür.

Yapı problemlerinde $[D]$ matrisi nodal deplasman değerlerini temsil etmektedir.

Sonuçları ($[D]$ matrisini) kullanarak, örneğin gerilme değerlerini hesaplayınız.

5.7.1.2. Yükler

Yükler yapıya değişik şekillerde uygulanabilir. Bu tek bir noktaya uygulanan kuvvet veya moment olarak veya yüzey basınç yükü olarak gerçekleştirilebilir. Diğer bir

yüklemeye şekli ise cismin kendi ağırlığı dolayısıyla veya atalet kuvvetlerinin varlığı dolayısıyla oluşan kuvvetlerdir.

Yayıllı yükler sonlu eleman programlarında "Kinematik Eşdeğer" nodal yüklerle değiştirilirler. Kinematik eşdeğer nodal yükler toplamda orijinal yüke eşit olup, herhangi bir noktaya göre orijinal yüklemeye aynı moment değerini vermektedir. Kinematik eşdeğer olmayan nodal yüklemeler ise genelde "lumped" yüklemeye olarak adlandırılır ve genelde dönme serbestliğine sahip elemanlar için tercih edilmektedir.

5.8. Analizlerde Eleman Seçimi

Doğru element tipini seçmek analiz işleminin çok önemli bir parçasıdır. Bu adım için kullanıcının yeterince sonlu elemanlar yöntemi hakkında bilgi sahibi olması gerekir. Çözümü istenen cismin geometrisi, analizin tipi (mukavemet, ısı transferi, manyetik analiz tipi) ve sınırlı eleman seçimini etkiler.

5.9. Sonlu Elemanlar Yönteminin Aşamaları

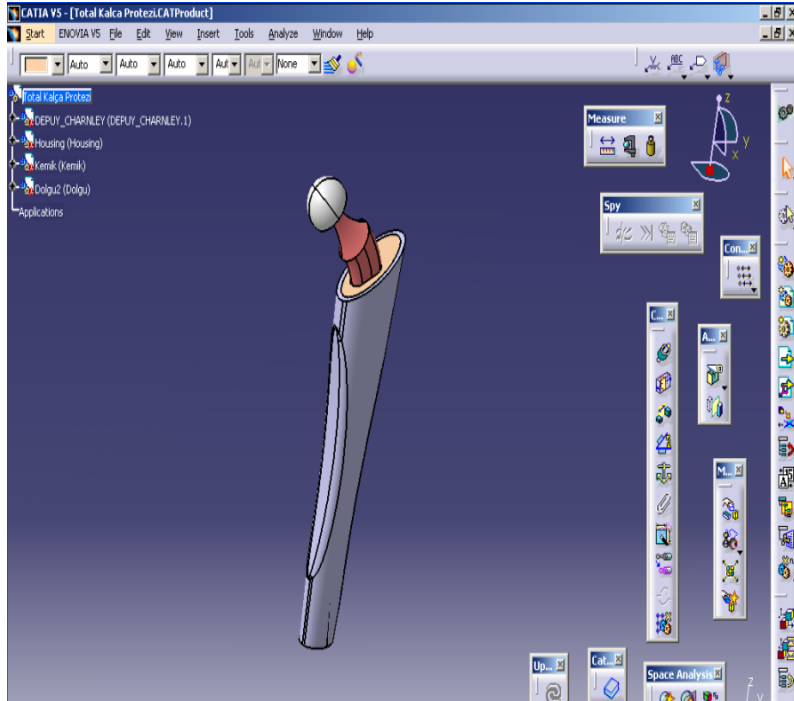
Sonlu elemanlar yöntemi 5 ana aşamadan oluşmaktadır:

- 1- Model Oluşturulması (Modeling)
- 2- Sonlu Elemanlar Ağının Oluşturulması (Meshing)
- 3- Sınır şartlarının ve Yüklerin Belirlenmesi (Boundary Conditions)
- 4- Modelin Çözdürülmesi (Model Solution)
- 5- Son İşlem (Post Processing)

BÖLÜM 6. YAPILAN ANALİZ ÇALIŞMASI

6.1. Kalça Protezinin Modeli

Protezin istenen şartlarda analizinin yapılabilmesi için önce bilgisayarda bir modelinin oluşturulması gerekmektedir. Modelin geometrik yapısı modellendikten sonra protezi oluşturan malzemeler de girilerek istenen koşullar altında testler yapılabilir. Bu tez çalışmasında DASSAULT firmasının üretmiş olduğu CATIA programının V5 R17 sürümü ile tezi konusunu içeren metaryeller modellenmiş ve kalça protezi similasyonu 3D ortamda montaj haline getirilmiştir.(Bkz. Şekil 6.1)



Şekil 6.1 Catia V5 R17 ile Modellenmiş Protez

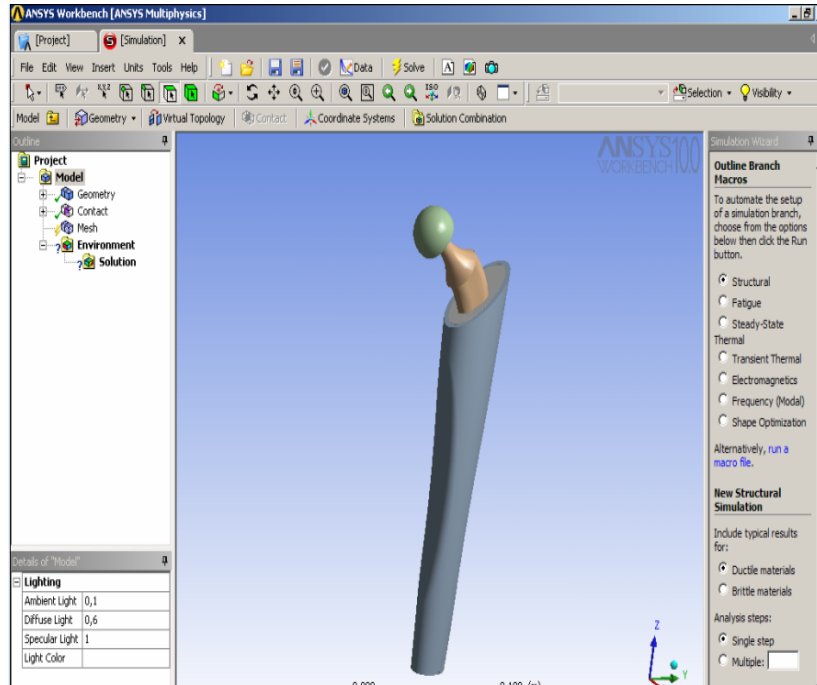
6.2. Problemin Açıklanması

Bu tez çalışmasında kalça protezi uygulanmış bir hastanın zıplaması ya da makul bir yükseklikten atlaması sonucu protez üzerine düşen darbeli yükleme ve bu yükleme sonucu oluşan gerilmeleri analiz edilmiştir. İnsan ağırlığı ortalama 70 kg olduğu kabul edilerek 3 kat emniyetli bir sistem düşünülerek yük total kalça protezi üzerine uygulanmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

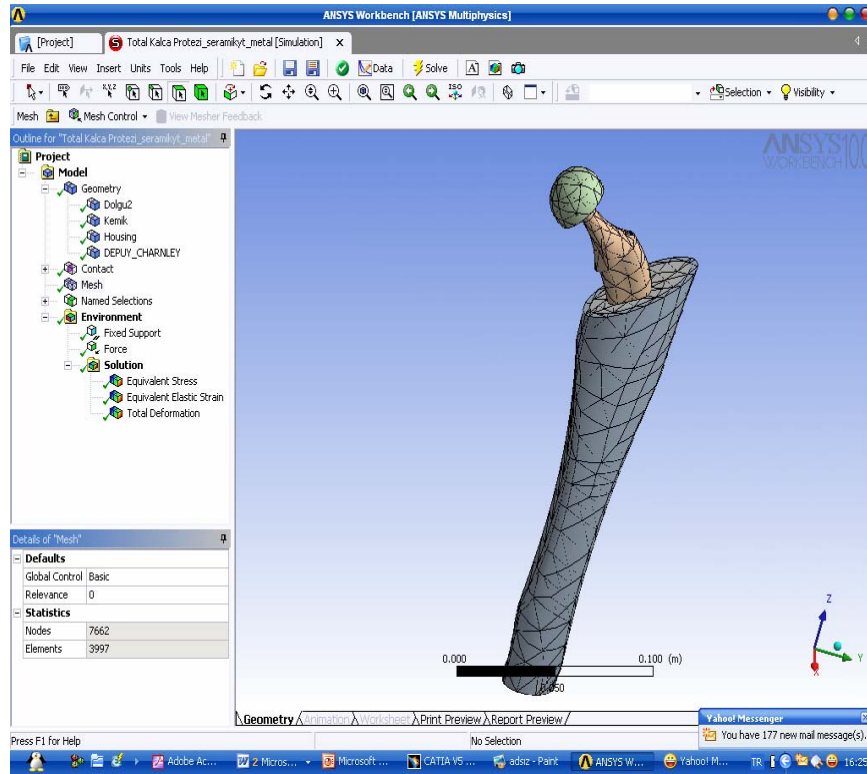
Modelin geometrik yapısı hazırlandıktan sonra Ansys Workbench 10.0' da yapısal analizler gerçekleştirilmiştir.

6.3. Analiz Aşaması

Ansys Workbench programıyla Catia V5 R17 arasındaki iletişim düşünüldüğünden Catia da hazırlanan bu datalar Ansys Workbench 10.00'a aktarılmıştır. (Bkz. Şekil 6.2)



Şekil 6.2 Catia V5 R17 ile Modellenmiş Ansys Workbench 10.0' a aktarılmış model



Şekil 6.3. Ansys Workbench 10.0' a Aktarılmış ve Mesh İşlemi Yapılmış Model

Yapılan analizde metal-metal ve seramik-seramik melez total kalça protezi incelenmiş, ekipmanların toplam deformasyon, elastik zorlanma ve gerilmeleri incelenmiştir.

İlk olarak cerrahi operasyon sonrası kemik içerisine yerleştirilmiş olan proteze kalça doğrultusunda gelen yük uygulaması yapılmıştır. Analiz sonrasında aşağıdaki değerler gözlenmiştir.

6.4. Metal-Metal Total Kalça Protezi

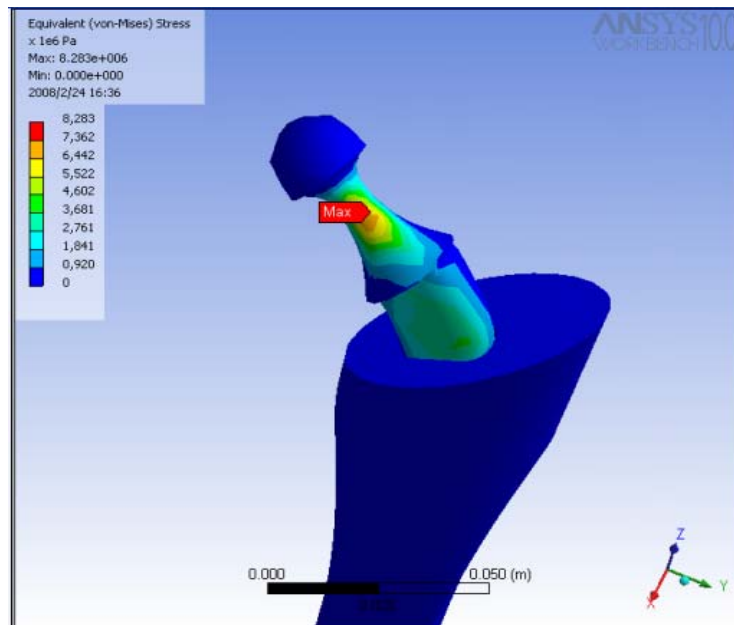
Analizde kullanılacak olan hacimler protez, çimento, kemikten oluşmaktadır. Metal-Metal total kalça protezi malzemelerine ait gerekli mukavemet değerleri Tablo 6.1 ' de belirtilmiştir.

Tablo 6.1. Metal-Metal Total Kalça Protezi Malzeme Değerleri

Hacim (Malzeme)	Yoğunluk (kg / m ³)	Elastizite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Protez (CoCrMo)	8300	210	0,3
Dolgu (PMMA)	1200	2,28	0,3
Vurucu (Çelik)	8000	207	0,3
Kemik	1600	Ex,Ey :7,0 Ez:11,5	0,4

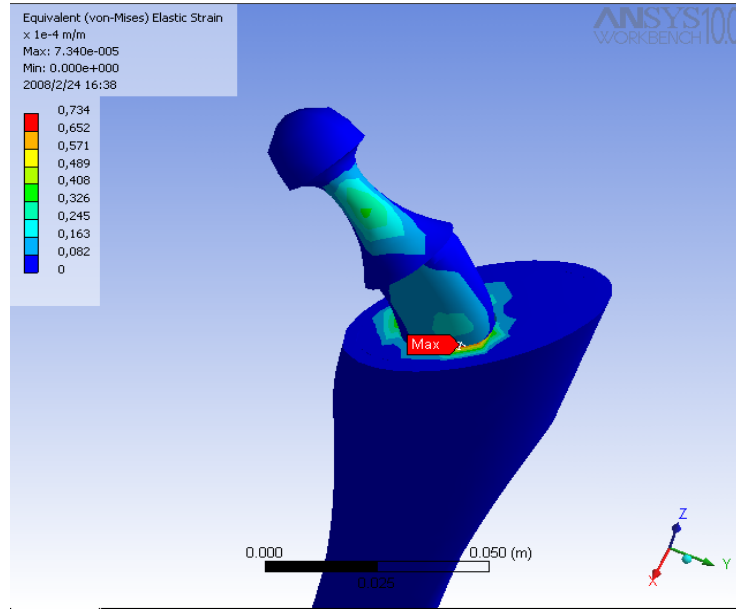
Total kalça protezinin 3D olarak modellenmesinin ardından metal-metal total kalça protezinin yapısal analizi ANSYS WORKBENCH 10.0 ' da yapılmış ve sonuçlar incelenmiştir.

Eşdeğer Von Misses Gerilim Analizinin sonucunda Maksimum gerilimin implantın boğum kısmında olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.4)



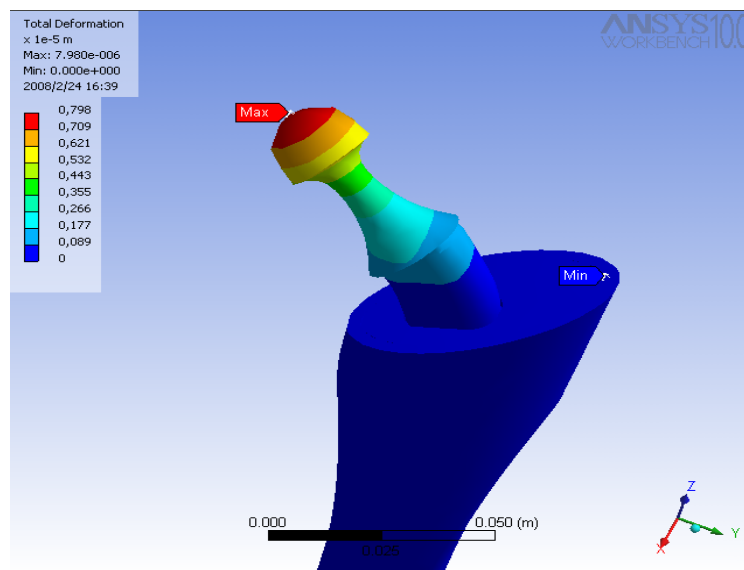
Şekil 6.4. Eşdeğer Von Misses Gerilim Analizi

Eşdeğer Von Mises Elastik Zorlanma Analizinin sonucunda Maksimum zorlanmanın implantın çimento ile temas ettiği bölgede olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.5)



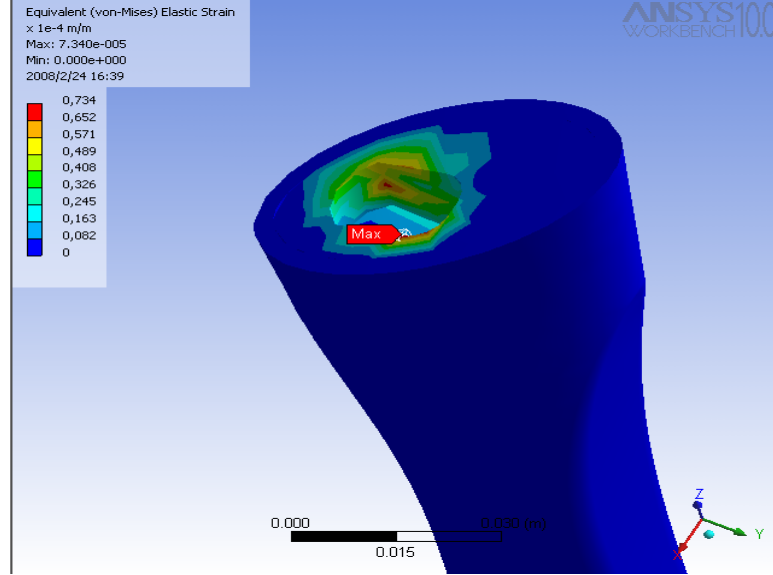
Şekil 6.5. Eşdeğer Von Mises Elastik Zorlanma

Proteze kalça doğrultusunda gelen yük uygulaması sonucunda toplam deformasyonun implantın üst kısmında olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.6)



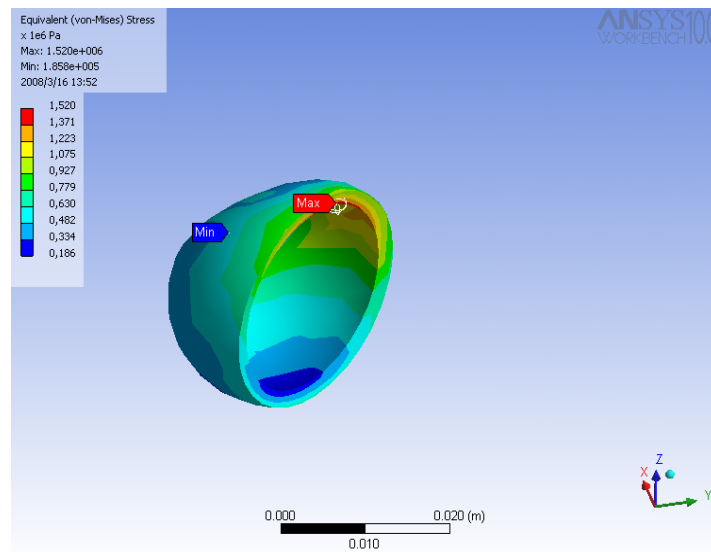
Şekil 6.6. Metal – Metal Total Kalça Protezi Toplam Deformasyon

Proteze yük tatbik edildikten sonra çimento üzerinde gözlemlenen eşdeğer elastik zorlanma analiz sonuçları gözlenmiştir. (Bkz. Şekil 6.7)



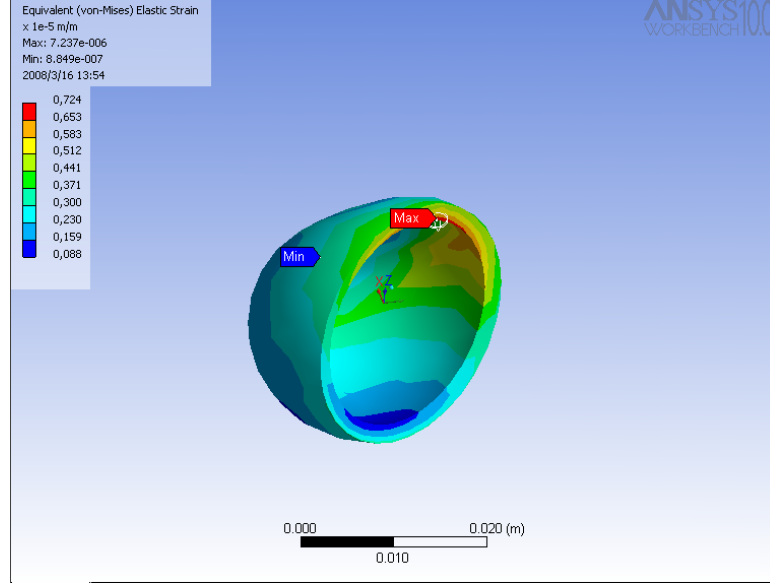
Şekil 6.7. Eşdeğer Von Misses Elastik Zorlanma

Protez tarafından gelen tepki kuvvetleri sonucunda (hastanın ameliyat sonrasında attığı adım sonrasında oluşması tahmin edilen) eşdeğer gerilim analiz şekildeki gibi gözlemlenmiştir. (Bkz. Şekil 6.8)



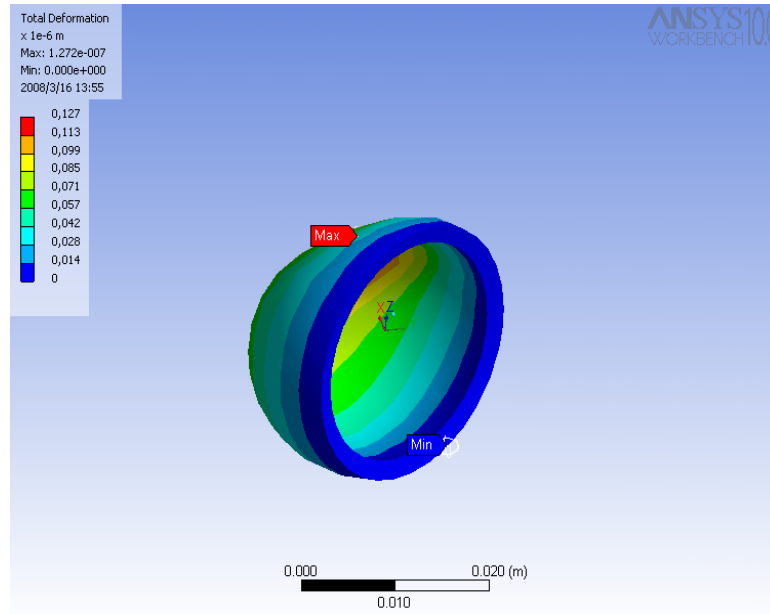
Şekil 6.8. Yatak Protezi Eşdeğer Von Misses Elastik Gerilim

Protez tarafından gelen tepki kuvvetleri sonucunda protez yatak için eşdeğer zorlanma analiz sonuçları şekildeki gibidir. (Bkz. Şekil 6.9)



Şekil 6.9. Yatak Protezi Eşdeğer Von Misses Elastik Zorlanma

Kuvet etkisi altında yatak protezi üzerine etki eden toplam deformasyon analiz sonucu şekildeki gibidir. (Bkz. Şekil 6.10)



Şekil 6.10. Yatak Protezi Toplam Deformasyon

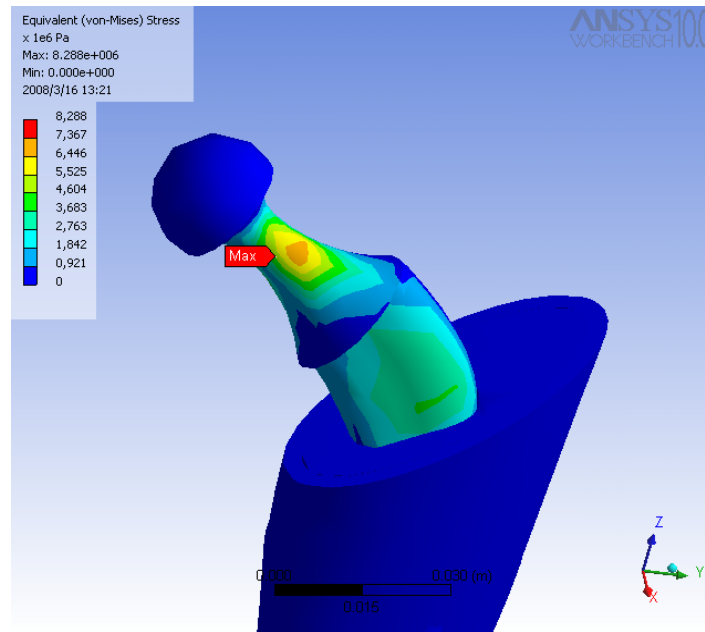
6.5. Seramik-Seramik Total Kalça Protezi

Metal-Metal total kalça protezi malzemelerine ait gerekli mukavemet değerleri Tablo 6.2 'de belirtilmiştir.

Tablo 6.2. Seramik - Seramik Total Kalça Protezi Malzeme Değerleri

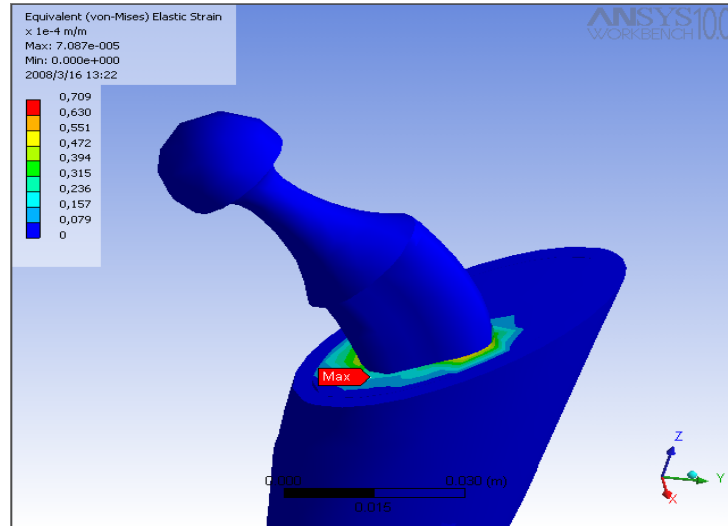
Hacim (Malzeme)	Yoğunluk (kg / m ³)	Elastizite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Protez (Al ₂ O ₃)	3900	370	0,26
Dolgu (PMMA)	1200	2,28	0,3
Vurucu (Çelik)	8000	207	0,3
Kemik	1600	E _x ,E _y :7,0 E _z :11,5	0,4

Eşdeğer Von Misses Gerilim Analizinin sonucunda Maksimum gerilimin implantın boğum kısmında olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.11)



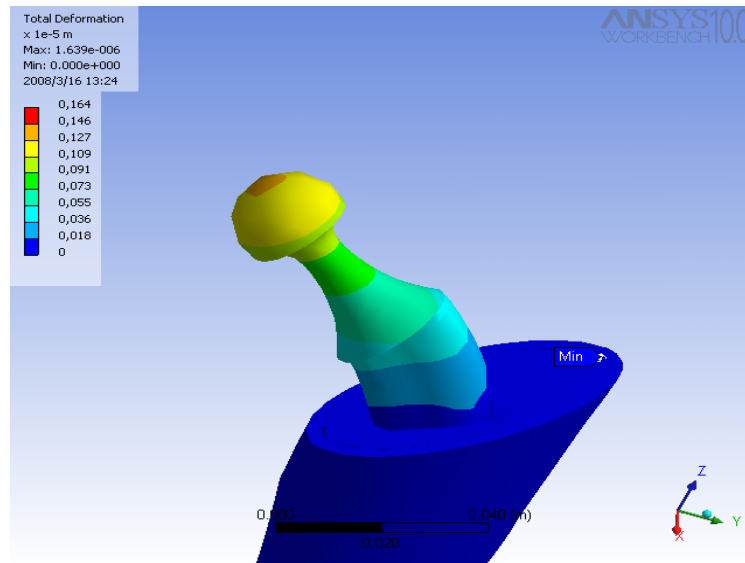
Şekil 6.11. Eşdeğer Von Misses Gerilim Analizi

Eşdeğer Von Misses Elastik Zorlanma Analizinin sonucunda Maksimum zorlanmanın implantın çimento ile temas ettiği bölgede olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.12)



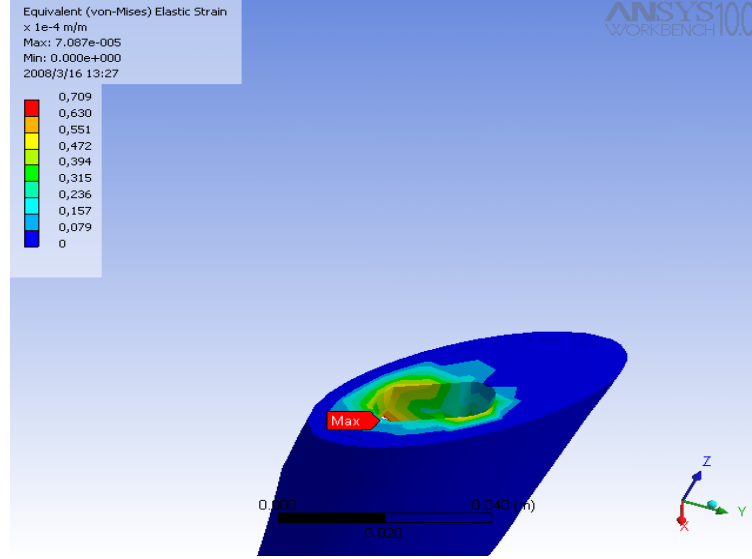
Şekil 6.12. Eşdeğer Von Misses Zorlanma Analizi

Proteze kalça doğrultusunda gelen yük uygulaması sonucunda toplam deformasyonun implantın üst kısmında olduğu görülmüştür. (Bkz. Şekil 6.13)



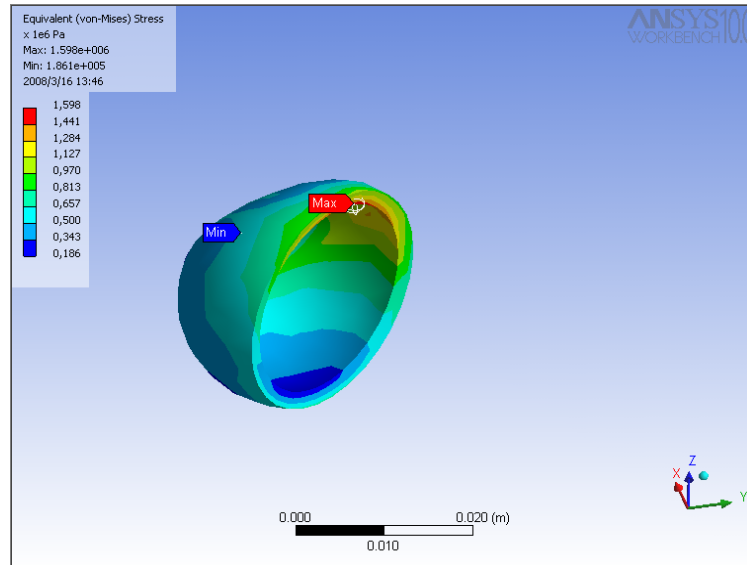
Şekil 6.13. Seramik - Seramik Total Kalça Protezi Toplam Deformasyon

Proteze yük tatbik edildikten sonra çimento üzerinde gözlemlenen eşdeğer elastik zorlanma analiz sonuçları şekildeki gibi gözlenmiştir. (Bkz. Şekil 6.14)



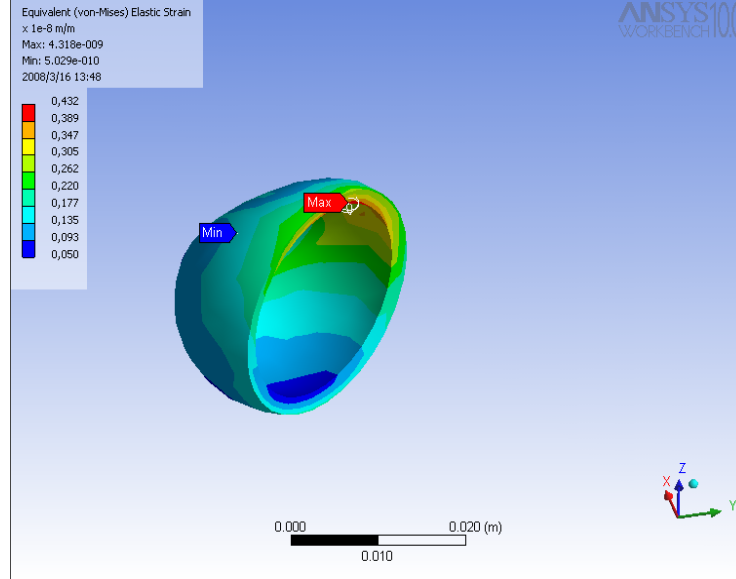
Şekil 6.14. Eşdeğer Von Misses Zorlanma Analizi

Protez tarafından gelen tepki kuvvetleri sonucunda (hastanın ameliyat sonrasında attığı adım sonrasında oluşması tahmin edilen) eşdeğer gerilim analiz şekildeki gibi gözlemlenmiştir. (Bkz. Şekil 6.15)



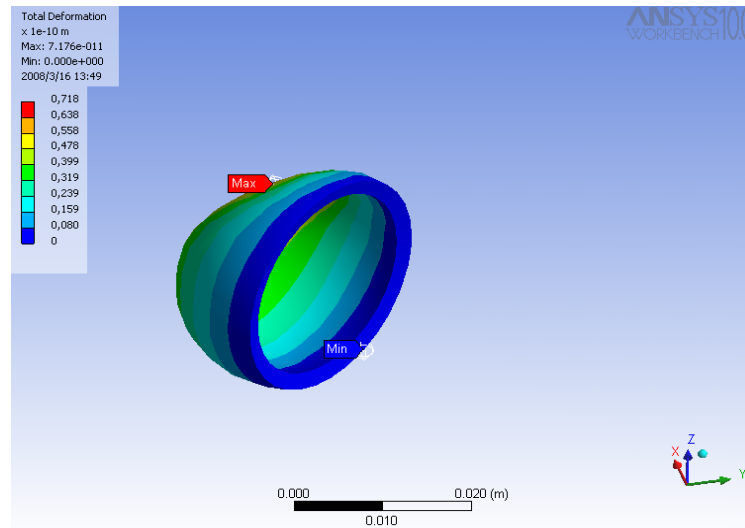
Şekil 6.15. Yatak Protezi Eşdeğer Von Misses Elastik Gerilim

Protez tarafından gelen tepki kuvvetleri sonucunda protez yatak için eşdeğer zorlanma analiz sonuçları şekildeki gibidir.(Bkz. Şekil 6.16)



Şekil 6.16. Yatak Protezi Eşdeğer Von Misses Elastik Gerilim

Kuvvet etkisi altında yatak protezi üzerine etki eden toplam deformasyon analiz sonucu şekildeki gibidir. (Bkz. Şekil 6.17)



Şekil 6.17. Yatak Protezi Toplam Deformasyon

Yapılan Metal-Metal ve Seramik-Seramik gerilme analizi sonuçlarına göre seramik-Seramik Total Kalça Protezinin yük absorbe etme özelliğinin, dayanımın değerlerinin metal metal uygulamalarına göre daha emniyetli olduğu gözlemlenmektedir.

BÖLÜM 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Hastanın genel anatomik yapısı, kemik yapısı, hastanın yaşı gibi faktörler göz önüne alınarak Total kalça protezinde kullanılacak implantların malzemesi ve tespit şekli belirlenir. Çimentosuz total kalça protezleri genellikle az hareketli insanlarda ve yaşlı insanlarda kullanılır. İyileşme süresi oldukça kısadır. Tedavi ağrısızdır ve eklem eski görevini kısa sürede yerine getirmeye başlayabilir. Eğer gereken hareketsizlik sağlanmaz tedavi sürecinde aykırı hareketlerde bulunulursa kemikte gevşemeler olabilir ve operasyon tekrarı gerekebilir. Çimentolu total kalça protezi yuvaya ve femur başına takılan protezlerin kemiğe gelen yüzlerinin poroz (girintili-çıkıntılı) şekilde olması ve zaman içinde kemikle arada oluşacak kilitlenme sistemi ile biyolojik fiksasyon oluşan protezlerdir. En çok tercih edilen tespit yöntemi Melez kalça protezidir..Melez Kalça protezinde kemik kısmı çimentosuz , uyluk kemiği kısmı çimentoludur. Yapılan analizde melez protez örneği kullanılmıştır. Metal implant Catia V5 R17 ‘ de modellenen kemik içine çimento ile tutturulmuştur. Metal implant baş kısmı ile çalışacak ve asetabuma monte edilecek olan yuva kısmı ise poroz (girintili – çıkıntılı) olarak tespit edilmiştir.

Total Kalça Protezinin modellenmesinin ardından ANSYS WORKBENCH 10.00 ‘da yapılan analizler sonucunda; Seramik + Seramik Total Kalça Protezinin aşınma hızlarının Metal + Metal Total Kalça Protezine göre daha az olduğu görülmüştür. Bu durumda Seramik + Seramik Total Kalça Protezi kullanım süresinin Metal + Metal Total Kalça Protezi kullanım süresinden daha uzun olduğunu gösterir.

Eskiden çok daha büyük kesilerle ve büyük kas gruplarını zedeleyecek şekilde yapılan girişimler, günümüzde daha küçük kesiler ve kalça çevresi yumuşak dokulara özen göstererek yapılabilmektedir. Bu da ameliyat sonrasında günlük yaşam aktivitelerine dönüşü kolaylaştırmıştır.

ANSYS WORKBENCH 10.00' da yapılan analiz sonuçları metal + metal ve seramik + seramik implantlar ile ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Her bir genel sistem, femur başı, çimento ile kemik birleşimi ve yuva için eşdeğer gerilim, eşdeğer (Von Misses) zorlanma ve toplam deformasyon değerleri karşılaştırılmıştır.

Seramik + Seramik Total kalça protezi analiz sonuçlarına göre sistemin total eşdeğer gerilimi Metal + Metal kalça protezi analiz sonuçlarına göre 0,083 Pa daha küçük çıkmıştır. Sistemin eşdeğer elastik zorlanması 0,025 Pa daha küçüktür. Toplam deformasyon Seramik-Seramik Total kalça protezinde 0,798 iken metal-metal total kalça protezinde 0,164 Pa ' dır. Bu durum ekipmanların ayrı ayrı analizleninin incelenmesinde de değişmemektedir.

Yapılan tez çalışması sonucuna göre Seramik + Seramik total kalça protezi kullanım süresi daha uzun, aşınma hızı ve toplam deformasyonunun daha az olduğu görülmüştür. Seramik, hastanın genel anatomik yapısı, kemik yapısı, hastanın yaşı gibi faktörler göz önüne alınarak yapılan protez ameliyatlarında önerilen önemli bir bio malzemedir. Bu çalışma sonucu elde edilen veriler ışığında, seramik-seramik total kalça protezinin araştırma hastanesi ortamında da denenerek buradan elde edilecek sonuçlarla bilgisayar ortamında modelleme ile elde edilen sonuçların mukayese edilmesi daha uygun ve teorik çalışmayı destekleyecek durum arz edecektir.

KAYNAKLAR

- [1] DOWSON, D., New Joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints. School of mechanical Engineering, University of Leeds, LS2 9JT, UK New York, 1998.
- [2] RATHER, B.D., HOFFMAN A.S., SCHOVEN F.J., Biomaterial Science: An Introduction Materials In MedicineiAcademic Pres, New York, 1996.
- [3] ÖNDER, M., İnsan Kalça Protezinde Darbeli Yüklemenin Etkileri, DEÜ, İzmir, Şubat, 2005.
- [4] www.burhanuslu.com, Mart 2008.
- [5] JUDET, J., JUDET, R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joints. J.Bone Jt Surg., 1950.
- [6] ÜÇOK, İ., Biyolojik Malzemeler ve Femur Kemisinin Mekanik Özellikleri İTÜ.
- [7] www.ortopedikbilgi.com, Şubat 2008.
- [8] WEBER, B. G., Total hip replacement: rotaring versus fixed and metal versus ceramic heads. In Proceedings of the 9th Hip Society Meeting, 264-275, 1981
- [9] Ansys Workbench 10.0 Yardım Dosyaları
- [10] www.biymed.com, Mart 2008

ÖZGEÇMİŞ

Özlem Önder, 30.10.1982 yılında Sakarya iline bağlı Alifuatpaşa beldesinde doğdu. İlkokulun ilk üç senesini Alifuatpaşa Cemal Gürsel İlkokulunda okudu. İlkokulu Adapazarı Ahmet Akkoç İlkokulunda tamamladıktan sonra ortaokulu Adapazarı Dr. Nuri Bayar Ortaokulu'nda okudu. Lise eğitimini Adapazarı Mithatpaşa Süper Lisesinde tamamladı. 2000 yılında Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünü kazandı ve 2004 yılında mezun oldu. 2004 Aralık – 2007 Nisan tarihleri arasında ANT GROUP LTD.ŞTİ. 'de Proje Mühendisi olarak görev aldı.Şu anda TIRSAN Treyler A.Ş. – Kassbohrer Firmasında Ürün Geliştirme Uzman Yardımcısı olarak görev yapmaktadır. Aynı zamanda Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Makine Tasarım ve İmalat Bilim Dalında yüksek lisans eğitimine devam etmektedir.