

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

**DÜZ TABANLIK TEDAVİSİNDE LATERAL KOLON
UZATMA İÇİN TASARLANMIŞ YENİ BİR İMPLANTIN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE BİYOMEKANİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Özkan ÖZCAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKATRONİK ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN
Doç.Dr. Haluk KÜÇÜK**

İSTANBUL, 2009

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DÜZ TABANLIK TEDAVİSİNDE LATERAL KOLON
UZATMA İÇİN TASARLANMIŞ YENİ BİR İMPLANTIN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE BİYOMEKANİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Özkan ÖZCAN
(141103720050030)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKATRONİK ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç.Dr. Haluk KÜÇÜK

İSTANBUL, 2009

ÖNSÖZ

Çalışmada, sonlu elemanlar analizi(FEA, Finite Element Analysis) metodu kullanılarak daha önceden uygulanmış bir implant ve son olarak Yeditepe Üniversitesi'nden Doç.Dr. Muharrem İNAN'ın tasarladığı farklı bir implantın mekanik davranışları, üzerlerinde oluşan stresler ve en önemlisi bu implantların rijitlikleri(deformasyonları) ve bununla doğru orantılı olarak insanlara verebilecekleri muhtemel ağrıları incelemek amaçlanmıştır.

Çalışma esnasında implantların tasarımı için bir CAD programı(Dassault Systemes Solid Works 2004) ve tasarlanan implantların analizlerini gerçekleştirmek için bir sonlu elemanlar analizi programı(Dassault Systemes Abaqus 6.8) kullanılmıştır.

Çalışmam esnasında desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Doç.Dr. Haluk KÜÇÜK'e ve Yrd.Doç.Dr. Duygun Erol BARKANA'ya, tezde incelenecek olan titantum kübik implantı tasarlayan ve bununla insanların yaşam kalitelerini artırmayı amaçlayan Doç.Dr. Muharrem İNAN'a ve bu süreçte manevi desteklerini esirgemeyen aileme teşekkürü bir borç bilirim ve bu çalışmanın, insanların yaşam kalitelerini artırıcı araştırmaların devamına vesile olmasını dilerim.

İÇİNDEKİLER

	<u>SAYFA NO</u>
ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
SEMBOLLER.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar	x
BÖLÜM I. GİRİŞ VE AMAÇ.	1
I.1. GİRİŞ.....	1
I.2. AMAÇ	1
I.3. DÜZ TABANLIK HASTALIĞI.....	3
I.4. LİTERATÜR TARAMASI.....	4
BÖLÜM II. GENEL BİLGİLER.....	6
II.1. SONLU ELEMENLAR ANALİZİNE GENEL BAKIŞ.....	6
II.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi.....	6
II.1.2. FEA Yönteminin Avantajları.....	6
II.1.3. Mühendislikte FEA Kullanımı.....	7
II.1.4. Uygulamada FEA	7
II.1.5. FEA'nın Kullanıldığı Bazı Ortopedik Uygulamalar.....	8
II.1.5.1. İmplantlar Arası Farklı Mesafelerin Endoosseöz İmplantlar Etrafındaki Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi.....	8
II.1.5.2. Farklı Açılarda Yerleştirilmiş Kalça Kırığı Protezlerinin Ansys'te Modellenmesi Ve Gerilme Analizi.....	8
II.1.5.3. Anatomik Bir 3 Boyutlu Ayağın Sonlu Elemanlar Modeli.....	8
II.2. SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİNİN MATEMATİKSEL İFADESİ.....	10

II.2.1. Matematiksel İfade.....	10
BÖLÜM III. SONLU ELEMENLAR ANALİZİ SÜRECİ.....	16
III.1. GİRİŞ.....	16
III.2. SONLU ELEMENLAR ANALİZİ SÜRECİ.....	16
III.2.1. Halihazırda Kullanılan 3.5mm 1/3 Semitubular DCP'li Uygulama..	18
III.2.1.1.Modelin Elde Edilmesi.....	18
III.2.1.2.Son Modelleme ve Montaj Süreci.....	18
III.2.1.3.Malzemelerin Yapısal ve Mekanik Özelliklerinin Tayini.....	21
III.2.1.4.FEA Süreci.....	21
III.2.1.5.DS Abaqus 6.8'de FEA Süreci Detayları.....	23
III.2.2. Yeni Kalıcı Titanyum İmplantlı Uygulama.....	31
III.2.2.1.Modelin Elde Edilmesi.....	31
III.2.2.2.Son Modelleme ve Montaj Süreci.....	31
III.2.2.3.Malzemelerin Yapısal ve Mekanik Özelliklerinin Tayini.....	34
III.2.2.4.FEA Süreci.....	35
III.2.2.5.DS Abaqus 6.8'de FEA Süreci Detayları.....	36
BÖLÜM IV. SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	43
IV.1. İKİ FARKLI UYGULAMANIN KIYASLANMASI.....	43
IV.1.1. DCP'de S, Misses Gerilmeleri.....	44
IV.1.2. Kübik İmplant'ta S, Misses Gerilmeleri.....	47
IV.1.3. DCP'de U, Magnitude Deformasyon Değerler	49
IV.1.4. Kübik İmplant'ta U, Magnitude Deformasyon Değerleri.....	50
IV.2. DCP'Lİ VE KÜBİK İMPLANTLI ANALİZ VERİLERİ.....	51
IV.2.1. DCP.....	51
IV.2.2. Kübik İmplant.....	52
KAYNAKLAR.....	53
ÖZGEÇMİŞ.....	55

ÖZET

DÜZ TABANLIK TEDAVİSİNDE LATERAL KOLON UZATMA İÇİN TASARLANMIŞ YENİ BİR İMPLANTIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Çocuklarda bulgu veren düz tabanlık ile birlikte beyin felci rahatsızlığı, dış kolonun uzatılması ile tedavi edilmektedir. Plaka, K-tel son yıllarda sıkça başvuru alan cerrahi tedavilerden bazılarını oluşturmaktadır. Fakat bu yöntemler deformasyonun tekrarına ve kötü yumuşak doku oluşumuna sebep olmaktadır. Bu çalışmada, uzatma bölgesindeki kemik çökmesinin önlenmesi ve kemik kesmenin stabilize edilmesi amacıyla, titanyum malzemeden bir ayırıcı geliştirilmiştir. Bu çalışmada, plaka ve titanyum tutucuların stabilitesinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile mukayesesini amaçlamaktadır. Burada Sonlu Elemanlar Analizi yapılarak dış kolon uzatma işlemlerinde dinamik kompresyon plakası (DCP) ve titanyum ayırıcı kullanıldığında, kemik stabilitesi ve gerilme dağılımı mukayese edilmiştir. Yükleme durumları deneysel sonuçlarla uygun olacak şekilde seçilmiştir. DCP kullanıldığında, asimmetrik deformasyondan dolayı arka maksimum deformasyonun plakanın arka tarafında gerçekleştiği gözlemlenmiştir. DCP yerine titanyum ayırıcı kullanılması, daha az deformasyon olmasını sağlamıştır. Gerilmeler mukayese edildiğinde titanyum ayırıcının daha homojen Von-Mises dağılımı verdiği görülmüştür. DCP kemikler arasında rijit bir bağlantı sağlamamakla beraber, hareket ederek muhtemelen etraftaki yumuşak dokuya girebilecektir. Titanyum ayırıcı kullanımı, dış kolon uzatma işleminde kesilen kemikleri stabilize etmede daha etkili olacak ve ayak üzerindeki yumuşak dokuya daha az zarar verecektir.

ABSTRACT

BIOMECHANICAL EVALUATION OF A NEW TITANIUM SPACER, DESIGNED FOR CALCANEAL LENGTHENING BY USING FINITE ELEMENT METHOD

Symptomatic planovalgus deformity in children with cerebral palsy is commonly treated by lengthening of calcaneus. Plate, K-wire constitute some of the surgical techniques used recently for the treatment. However those methods result in recurrence of deformity and poor soft tissue coverage. In this work, we developed a titanium spacer to prevent bone collapse in the lengthening site and to stabilize the osteotomy. The aim of study is to compare stability of plate and titanium spacer by Finite Element Analysis. This study performed a Finite Element analysis to compare the stability and the stress distribution on the bone when dynamic compression plate and titanium spacer are used during calcaneal lengthening. Loading conditions were chosen to be compatible with the experimentally measured values. When DCP is used, the most significant amount of movement was observed at the posterior portion of the plate due to asymmetric deformation. Titanium spacer when used for calcaneal lengthening, results in less amount of displacement when compared to that of DCP. When stress values are considered, titanium spacer exhibits a more homogeneous von-Mises distribution. DCP is not a rigid connection and it could easily move between the bones that could possibly cause penetration into the soft tissues surrounding the region. The titanium spacer would be more efficient for stabilizing the bones cut for calcaneus lengthening and hence the procedure is expected to result less penetration into the soft tissues of the foot.

SEMBOLLER

P	Basınç.....	Mpa(N/mm ²)
F	Yük.....	N
A	Alan.....	mm ²
σ_y	Akma Mukavemeti.....	Mpa(N/mm ²)
σ_u	Çekme Mukavemeti.....	Mpa(N/mm ²)
E	Elastisite Modülü.....	GPa
ϵ	Yüzdece Uzama.....	Birimsiz
s	Saniye.....	1/60 dk.

KISALTMALAR

DCPDynamic Compression Plate(Dinamik Baskı Pleyti)

CTComputerized Tomography(Bilgisayarlı Tomografi)

MRMagnetic Resonance(Manyetik Rezonans)

CAD.....Computer Aided Design(Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM.....Computer Aided Manufacturing(Bilgisayar Destekli İmalat)

FEA.....Finite Element Analysis(Sonlu Elemanlar Analizi)

RP.....Reference Point(Referans Noktası)

DS.....Dassault Systemes

ŞEKİLLER

SAYFA NO

Şekil I.1 Ayağın anatomik yapısı ve düz tabanlığın şekilsel gösterimi.....	3
Şekil II.1 İmplantlar arası farklı mesafelerin stres dağılımına etkisi.....	8
Şekil II.2 Farklı açılarda yerleştirilmiş kalça kırığı protezlerinin Ansys'te modellenmesi ve gerilme analizi.....	8
Şekil II.3 Anatomik bir 3 boyutlu ayağın sonlu elemanlar modeli.....	9
Şekil II.4. 10 Node'lu(Düğümlü) Tetrahedral Eleman Yapısı.....	10
Şekil III.1 Topuk kemiği modelinin hazır bir insan modelinden elde edilmesi.....	18
Şekil III.2 Kısaca modelleme ve montaj süreci.....	19
Şekil III.3 Calcaneus-DCP montaj resmi.....	20
Şekil III.4 DCP teknik resmi.....	20
Şekil III.5 Sabitleme vidası teknik resmi.....	21
Şekil III.6 Özetle FEA süreci.....	22
Şekil III.7 Montajlı parçanın DS Abaqus 6.8'e import edilmesi.....	23
Şekil III.8 DCP'nin ve vidaların meshlenmesi.....	25
Şekil III.9 Kemiklerin meshlenmesi.....	26
Şekil III.10 Temas yüzeylerinin tanıtlması(master ve slave yüzey seçimi).....	26
Şekil III.11 Vida ile kemik ve DCP arasındaki master ve slave yüzeylerin seçimi...	27
Şekil III.12 Calcaneus ön kısmının sınır şartlarının tespiti.....	28
Şekil III.13 Serbestlik derecesi ifadelerinin anlamları.....	29
Şekil III.14 Calcaneus taban kısmının sınır şartlarının tespiti.....	29
Şekil III.15 Referans noktası ve yükün homojen dağılacağı yüzeylerin seçimi.....	30
Şekil III.16 Uygulanacak yük ve yön değerlerinin girilmesi.....	30
Şekil III.17 Gerilme ve deformasyon sonuçları.....	31
Şekil III.18 Kısaca modelleme ve montaj süreci.....	32
Şekil III.19 Calcaneus-İmplant montaj resmi.....	33
Şekil III.20 Kübik implant teknik resmi.....	34
Şekil III.21 Kübik implant teknik resmi.....	34
Şekil III.22 Özetle FEA süreci.....	35
Şekil III.23 Montajlı parçanın DS Abaqus 6.8'e import edilmesi.....	36

Şekil III.24 Meshlenmiş parçalar.....	38
Şekil III.25 Lokal hat(line) meshleme.....	39
Şekil III.26 Lokal alan meshleme.....	39
Şekil III.27 Temas yüzeylerinin tanıtılması(master ve slave yüzey seçimi).....	40
Şekil III.28 Vida ile implant ve kemik arasındaki master ve slave yüzey seçimi.....	41
Şekil III.29 Gerilme ve deformasyon sonuçları.....	42
Şekil IV.1 S, Misses maksimum gerilme değeri – resim 1.....	44
Şekil IV.2 S, Misses maksimum gerilme değeri – resim 2.....	45
Şekil IV.3 Calcaneus'un büyük ve küçük parçalarındaki S, Misses gerilme değerleri.....	46
Şekil IV.4 DCP üzerinde oluşan maksimum S, Misses gerilme değeri.....	46
Şekil IV.5 İmplant üzerindeki maksimum gerilme.....	47
Şekil IV.6 Calcaneus'un her iki parçasındaki elastik şekil değiştirme.....	48
Şekil IV.7 Vidalarda oluşan maksimum gerilmeler.....	48
Şekil IV.8 DCP'li uygulamadaki maksimum deformasyon.....	49
Şekil IV.9 Kübik implantlı uygulamadaki maksimum deformasyon.....	50
Şekil IV.10 İmplantlı sistemlerdeki deformasyonların 10 kat abartılı görüntüleri...	50

TABLÖLAR

	<u>SAYFA NO</u>
Tablo III.1 Malzeme yapısal ve mekanik özellikleri.....	21
Tablo III.2 Malzeme(ostenitik paslanmaz çelik) mekanik özellikleri.....	24
Tablo III.3 Malzeme(kemik) mekanik özellikleri.....	24
Tablo III.4 Malzeme yapısal ve mekanik özellikleri.....	34
Tablo IV.1 DCP'li uygulamada parçalarda oluşan gerilmeler ve etkileri.....	46
Tablo IV.2 Kübik implantlı uygulamada parçalarda oluşan gerilmeler ve etkileri...	49
Tablo IV.3 DCP ve kübik implantlı sistemlerin maksimum deformasyonları.....	51
Tablo IV.4 DCP – Hafıza Değerlendirme.....	51
Tablo IV.5 Kübik İmplant – Hafıza Değerlendirme.....	52

BÖLÜM I

GİRİŞ ve AMAÇ

I.1. GİRİŞ

Bilgisayarların insanoğlunun hayatına girmesiyle birlikte bir çok çözümü güç ve zaman alıcı hesaplamaları insanlar bilgisayarlara çözdürmeye başlamışlardır. Yazışmalarda daktilonun yerini alan yazılımlar ve bunları destekleyen dökümantasyon makinaları, üretim esnasında çok zor tasarımlara hayat veren ve bunların işlenmesini sağlayan CAD ve CAM programları vb. daha bir çok bilgisayar yazılımları sayesinde, insanlar daha az zaman harcayarak, daha hızlı ve daha ekonomik çözüm yolları bulabildiler zaman ilerledikçe. Son yıllarda ise kullanımı hızla artmakta olan ve tezde de kullanılan sonlu elemanlar analizi programları insanların hayatına girmiştir ve önemleri her gün biraz daha artmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi programları, özetle tasarlanan sistemlerin gerçek hayatta ne gibi sonuçlar verebileceğinin simule edildiği programlardır. Bir çok sektörde bu programlar sayesinde deneme yanılma bedelleri neredeyse sıfıra inmektedir. Bu programların gerçeklik dereceleri yani verdikleri sonuçlar %99.9'ları dahi bulabilmektedir. Bazen de, ki tezde olduğu gibi birkaç farklı sistemin kıyaslanmasında, en ucuzunun, en kalitelisinin, en uzun ömürlüsünün vb. kriterlerin araştırılmasında ve geliştirilmesinde de kullanılmaktadır bu programlar. Özellikle uzay sanayi, savunma sanayi, tıp ve endüstriyel sektör gibi yüksek maliyetli çözümlerin keşfedildiği ve üretildiği alanlarda bu programlar deneme maliyetlerini bir hayli azaltmaktadırlar.

I.2. AMAÇ

Çalışmanın amacı, düz tabanlık tedavisi için, boyunun kısalığından dolayı bu rahatsızlığa sebebiyet veren calcaneus'un(topuk kemiği) uzatılması ve sabitlenmesidir. Bunu sağlayabilmek için ise kemiğin uygun noktalardan ikiye kesilip bir implant vasıtasıyla uzatılmasının ve bu pozisyonadaki sabitliğinin(hastanın

daha az acı çekmesi veya hiç çekmemesi için) sağlanmasıdır. Daha önceden bu konuyla ilgili yapılan bir çalışmada ki bu yöntem günümüzde de kullanılmaktadır, calcaneus kesildikten sonra kemik kaynayana kadar ve daha sonra çıkarılmak üzere paslanmaz çelik malzemeden 1/3 semitubular plate(3.5mm DCP) ve yine aynı malzemeden sabitleyici vidalar kullanılmıştır. Bu yöntemde plate zaman içinde hastanın dokusuna zarar vermeye, rijitliğini yitirmeye ve hatta deriden dışarı çıkma eğilimine girmeye ve bunlarla doğru orantılı olarak hastaya acı vermeye başlamıştır. Plate'in montajı ve sökülmesi için ayrıca ikinci bir operasyona gerek duyulmaktadır bu yöntemde. Tezde uygulanan metotda ise bir adet kübik titanyum implant ve yine aynı malzemeden sabitleyici vidalar kullanılmıştır ve kübik implant, ikiye ayrılan calcaneus'un tam ortasına sabitlenmiştir. Kübik implantın merkez bölgesi belirli oranda boşaltılmıştır. Buradaki maksat kemik liflerinin kaynama esnasında implantın içinden de geçerek rijitliği artırması ve iyileşme süresini kısaltmasıdır. Ayrıca titanyum malzemenin insan vücuduna ve kemiğe yapısal olarak uyum sağladığı düşünüldüğünde bu yöntem malzeme ve tasarım konusunda bir adım öne geçmektedir. Ayrıca buradaki bir diğer maksatta monte edilen kübik implant ve vidaların daha sonra çıkarılmamak üzere vücuda kanalize edilmesi ve ikinci bir çıkarma operasyonuna gereksinimi ortadan kaldırmasıdır. İmplant monte edildikten ve zaman içinde kemik lifleri ile çevresi örüldükten sonra artık implant insanın bir parçası haline gelmektedir. Tasarımı gereği tedavi süresi de önemli derecede azalmaktadır.

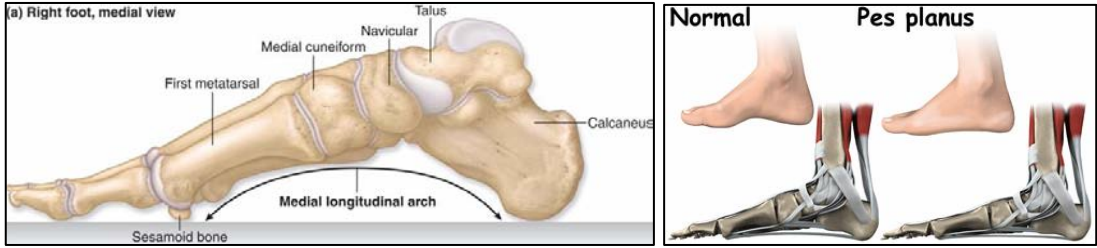
Özetle amaç, düz tabanlık tedavisinde kullanılmak üzere daha önceden tasarlanmış ve halihazırda kullanılan DCP'ler(Dynamic Compression Plate) ile son olarak Yeditepe Üniversitesi'nden Doç.Dr. Muharrem İNAN'ın tasarladığı yeni bir implantın insan topuk kemiğine(calcaneus, heel bone) montajı ve sonucunda ortaya çıkan gerilme dağılımlarının ve en önemlisi oluşan deformasyonların (rijitliklerin) kıyaslanması, neticesinde iki yöntemden hangisinin insana daha az acı verebileceğinin ve bunun ötesinde tasarımı gereği hangisinin daha olumlu(hızlı ve kalıcı) sonuç verebileceğinin araştırılmasıdır.

Kalçadan alınan kemikler ile yapılan tedavilerde alınan kemiğin dayanıklılığının düşük olması sebebiyle ayak tekrar eski haline dönebilmektedir. Bunu önlemek için günümüzde plak(DCP) uygulaması yapılmaktadır. Ancak cilt altı dokunun ince olması nedeniyle plak uygulamalarında ciltte yaralar oluşmaktadır.

Geliştirilen implant ile hem kemik yapı desteklenmiş hem de cilt altı plak çıkıntısına bağlı sorunlar ortadan kaldırılmış olacaktır.

1.3. DÜZ TABANLIK HASTALIĞI

Düz tabanlık(Pes Planus), genellikle çocukluk döneminde çok sık rastlanan ve ayakta görülen bir şekil bozukluğudur. Hiç ayakkabı giymemiş kişilerde, uzun süre ayakta durmayı gerektiren işlerde çalışanlarda, aşırı şişmanlarda ya da zayıflarda, ayak kemerlerini destekleyen’ kaslarda oluşabilecek zayıflamada ve topuk kemiğinin kırılması sonucunda düztabanlık oluşabilir.



Şekil 1.1 Ayağın anatomik yapısı ve düz tabanlığın şekilsel gösterimi

Yukarıdaki şekilde de görüldüğü gibi, düz tabanlık kısaca ayak tabanında oluşması gereken konkav kemerin(oyuğun) düşük miktarda oluşması veya hiç oluşmamasıdır. Bu şekil bozukluğunun çeşitli sebepleri bulunmaktadır. Doğumla birlikte gelen şekil bozukluklarının dışında sonradan gelişen bozukluklarda görülmektedir.

Ortalama üç yaş ve altındaki çocuklarda, genellikle ayak tabanındaki oyuk oluşmaz. Fakat ebeveynler bu yaş grubundaki çocukları için çoğu zaman düz tabanlık şüphesiyle doktorlara başvururlar. Bu gibi durumlarda, doktorlar ebeveynlere, çocuklarının ve özellikle onların ayak gelişimlerinin takip edilmesi tavsiyesinde bulunurlar. Bu güne kadarki bilimsel veriler ve istatistikler göstermiştir ki ayak ve ayak tabanı şeklinin netleşmesi ortalama 7-10 yaşları arasında gerçekleşmektedir. Özellikle bu yaşlara kadar ortopedik ayakkabılar kullanmak önleyici bir tedbirdir.

Yukarıdaki satırda belirtilen önleyici ve kalıcı çözümlerin yanı sıra, özellikle ilk çocukluk dönemi dışındaki kişilerde ve yetişkinlerde, ayak tabanındaki “plantar fascia” ve topuk kemiğinden yukarı doğru uzanan “achille tendon” kas sistemlerinin güçlendirilmesi de yine kalıcı çözüm olarak görülebilir. Bu kasları güçlendirmek için ise, kum, sert balçık vb. zeminlerde yürümek yaygın yöntemlerdir.

Rahatsızlığın sonraki aşamalarında ise, hastanın ayağının alçıya alınması(iyileştirici çözüm), ortopedik ayakkabılar ve destek tabanlıklar(rahatlatıcı çözüm) uygulanan yöntemlerdendir.

Yukarıda anlatılan tüm metotlar denendikten sonra ağırlar ve/veya hareket kısıtlılıkları hala devam ediyorsa ve ayak havaya kaldırıldığı esnada tabandaki kavis oluşmuyorsa **cerrahi müdahale** gerekebilmektedir. Ayrıca düz tabanlılık ayak ağırları dışında, vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesi sebebiyle bel ağrılarına da sebebiyet vermektedir.

Düz tabanlılık tedavisindeki cerrahi müdahalelerde, büyük oranda DCP'ler (dinamik kompresyon plakası) kullanılmaktadır ve bu çalışmada da, sıklıkla kullanılan DCP'li uygulama ile yeni tasarlanmış bir implantın yükler karşısındaki gerilmeleri ve deformasyonları incelenmiştir. Bu iki uygulamanın ortak yanı, topuk kemiğinin(calcaneus) belirli bir bölgeden kesilmesi ve bu iki farklı implantla hem uzatılması hem de sabitlenmesidir. Topuk kemiği uzatılarak ve buna müteakiben ayak tabanında bulunan kas sisteminin de desteği ile birlikte konkav kemer meydana getirilmektedir.

I.4. LİTERATÜR TARAMASI

Düz tabanlılık, ayakta iç kısımda yer alan arkın düşmesi sonucu oluşan patolojilerin tanımlanmasında kullanılan bir terimdir. Düz tabanlılık olan hastalarda iç kısımdaki kolonla karşılaştırıldığında dış kolonda kısılma mevcuttur. Ayak dış kısmında yer alan bu kolonda yapılacak olan uzatma iç kısımdaki arkın yeniden oluşmasını sağlar. Dış kısımdaki kolonun uzatılması için topuk kemiği kesilerek kesilen bölge genişletilir. Araya hastanın kalçasından alınan kemik parçası yerleştirilerek dış kolon uzatılmış olur. Daha sonra kesilen kemik bölgesi implantlar yardımıyla tespit edilir. Çalışmada tespit için tasarlanan yeni bir implantın ve halihazırda kullanılan DCP'lerin(Dynamic Compression Plate), sonlu elemanlar analizi ile biomekanik olarak değerlendirilmesi planlanmıştır.

Düz tabanlılık tedavisi ile ilgili yapılan bazı çalışmalar aşağıdaki gibidir:

Chi ve Ark. çalışmasında tibialis posterior tendonu yetmezliğine bağlı olarak oluşmuş düz tabanlılığın(pes planus) tedavisinde iç kısımdan stabilizasyon prosedürleri ve dış kolon uzatmayı bir arada uygulamışlardır. Hastaların %88'i takipler sonrasında ameliyat sonrası durumlarından ameliyat öncesine göre memnun

olduklarını belirtmiştir. Bu çalışmada dış kolon uzatması uygulanan 8 hastanın 12 ayağında ortalama 2-4 yıllık takiplerde 2 hastada kaynamama (nonunion) vakasıyla karşılaşmıştır, 4 hastada yerleştirilen implantın çıkartılmasına ihtiyaç duyulmuştur ve 1 hasta ise fazla düzeltme nedeniyle tekrar ameliyat edilmiştir [1].

Andreacchio ve Ark. çalışmasında 15 spastik cerebral palsisi (beyin felçli) ve esnek düz tabanlı olan 23 çocuğun ayağına dış kolon uzatması uygulamışlardır. Bu tür çalışmaların yapıldığı en geniş grup uygulamasında %75 başarı elde edilmiştir. Hastaların %25'inde düz tabanlığın tekrarlamasına bağlı olarak kötü sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların sebebi psödoartroz (kaynamama sonucu oluşan yalancı eklem) ve greft (yerleştirilen doku) yetmezliği olarak belirtilmiştir [2].

Danko ve Ark. çalışmasında topuk kemiği içerisine greft uygulaması yapılan 69 hastanın tümünde greft uygulaması başarılı olurken Kalkanoküboid ekleme greft uygulaması yapılan 58 hastanın 17'sinde başarısızlıkla neticelenmiştir [3].

Dinucci ve Ark. 8 taze doldurulmuş kadavra ayağında yaptıkları çalışmalarında 6 örnek üzerinde dış kolonda sırasıyla 4 mm'den 12mm'ye kadar 2mm'lik artışlarla uzatma yapılarak uzun taban bağının gerilim-ölçüm analizi yapılmıştır. Sonuçta işlem sırasında uzun taban bağının sadece dış üçte birlik kısmında pozitif gerilim olduğu görülmüştür. Uzun taban bağının üçte ikilik iç kısmında ve taban zarının dış kolon uzatma sırasında gevşediği belirtilmiştir. Uzun taban bağında 6mm'lik greft yerleştirilmesi sonrasında maksimum gerilim olduğu rapor edilmiştir. Greftin 6mm'den kalın kullanılması önemsiz düzeyde ilave gerilim oluşturmamasına rağmen yazarlar, 6mm greft kullanılmasının daha fazla düzeltme sağlamadığı sonucuna varmışlardır [4].

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

II.1. SONLU ELEMANLAR ANALİZİNE GENEL BAKIŞ

II.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi

“Sonlu Elemanlar Analizi (FEA, Finite Element Analysis)” mühendislerin karşılaştığı karmaşık ve zor fiziksel problemleri kabul edilebilir bir yaklaşımla çözebilen sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu elemanlar yöntemi fizik ve mühendislikte karşılaşılan bir çok problemin çözümünde kullanılan en yaygın ve etkin sayısal yöntemlerden biridir. Sonlu elemanlar metodu matematikçilerden ziyade daha çok mühendisler tarafından geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. Günümüzde ise dayanım, akışkan, titreşim ve dinamik hesaplarında da kullanılmaktadır [16].

II.1.2. FEA Yönteminin Avantajları

- Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cismi temsil edebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha güvenilir olabilir.
- Çok bağlantılı bölgeler (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
- Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez. Geometri ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, değişken özellikler (zamana bağlı) malzeme özellikleri kolaylıkla göz önüne alınabilir.
- 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.
- Sınır şartları kolayca uygulanır.
- 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 metotlardan daha hassas sonuç verir.

- Sonlu eleman metodları sayesinde, deneme yanılma gibi pahalı, zaman kaybettiren ve bazen de can kaybı ile sonuçlanan metotlar geçerliliğini yitirmiştir[16].

II.1.3. Mühendislikte FEA Kullanımı

Bilimsel ve teknolojik problemlerin sayısal çözümlenmesinde en çok kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. FEA'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. “Sonlu elemanlar yönteminin statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok fiziksel olayın çözümünde uygulama alanı bulması ve bilgisayara uygulanması kolay bir algoritmaya dayanması problem çözümünde yaygın olarak kullanılmasına neden olmuştur”[16].

II.1.4. Uygulamada FEA

Birkaç örnek vermek gerekirse;

Endüstriyel sektörde, makine ve ekipman tasarımlarının yorulma ve yük analizlerinde,

Uzay ve Havacılık sektöründe, kanat analizleri, hava akış analizleri, termodinamik analizler için,

Otomotiv Sektöründe, çarpışma test analizlerinde, akustik testlerin analizlerinde,

İnşaat Sektöründe, Köprü, Tünel, Gökdelen gibi yapıların statik ve dinamik analizlerinde,

Askeri uygulamalarda, zırhlı araç ve ürün tasarımında, mermi ve benzeri techizat tasarımında,

Gemicilik sektöründe, yapısal analizlerde, uygun malzeme ve miktar tespitlerinde,

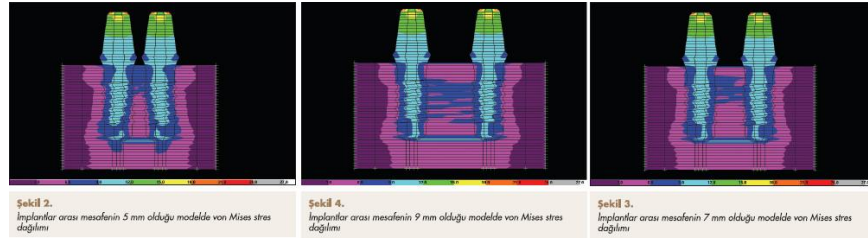
Sağlık Sektöründe, Ortopedik uygulamalardaki implant tasarımlarının kemik yapılarıyla adaptasyon analizlerinde, Kalp cerrahisinde kullanılmak üzere tasarlanan yapay kalplerin analizlerinde, Diş Hekimliğinde kullanılan implantların analizlerinde

FEA metotları yoğun şekilde kullanılmaktadır. Aşağıdaki bölümde ise, FEA yönteminin bazı ortopedik uygulamalarda nasıl kullanıldığına dair birkaç örnek verilmiştir.

II.1.5 FEA'nın Kullanıldığı Bazı Ortopedik Uygulamalar

II.1.5.1. İmplantlar Arası Farklı Mesafelerin Endosseöz İmplantlar Etrafındaki Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi [6].

Bu çalışmada, dikey kuvvetler sonucu oluşan makaslama stresleri incelenmiştir. İmplantlar arası mesafe azaldıkça stresler bukkalde kortikal kemikte ve krest bölgesinde yoğunlaşırken, implantlar arası mesafe arttıkça stresler krestal kemik bölgesinden implantlar arası kemik bölgesinin apikaline kaymakta daha homojen olarak dağılmakta ve büyüklüğü azalmaktadır.



Şekil II.1 İmplantlar arası farklı mesafelerin stres dağılımına etkisi [6]

II.1.5.2. Farklı Açılarda Yerleştirilmiş Kalça Kırığı Protezlerinin Ansys'te Modellenmesi ve Gerilme Analizi [7]



Şekil II.2 Farklı açılarda yerleştirilmiş kalça kırığı protezlerinin Ansys'te modellenmesi ve gerilme analizi [7]

II.1.5.3 Anatomik Bir 3 Boyutlu Ayağın Sonlu Elemanlar Modeli

Bir CT tarayıcı vasıtasıyla taranan 26 yaşındaki bir erkeğin ayağı, dokusal ve kemik yapısının tanımlanabilmesi için, medikal uygulamalar için üretilmiş olan bir başka programa(Mimics) import ediliyor. Ardından bu programda 3D modelin son hali elde ediliyor(FEA programında herhangi bir problemle karşılaşılmaması için tüm parçaların yüzey kaliteleri en üst seviyede hassaslaştırılıyor). Ardından FEA

programında çalıştırılan modelin gerekli bilgileri programa girildikten sonra analiz gerçekleştiriyor [8].



Fig. 2 - CT Scan equipment



Fig. 3 - CT Scan image



Fig. 6 - Bone structure assembly



Fig. 7 - Soft tissues model



Fig. 8 - Bone structure + soft tissues assembly

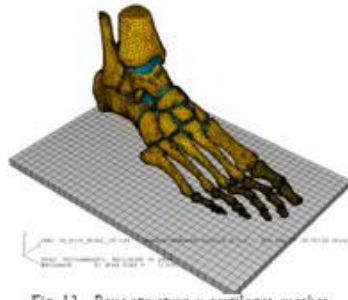


Fig. 12 - Bone structure + cartilages mesh

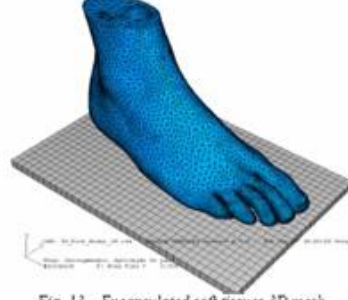


Fig. 13 - Encapsulated soft tissues 3D mesh

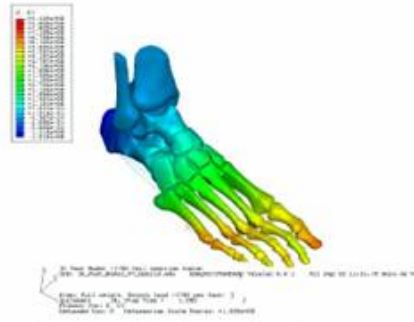


Fig. 18 - Nodal displacement (Pure Compression)

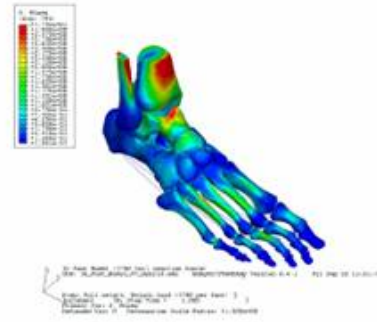


Fig. 19 - Von Mises stress (Pure compression)

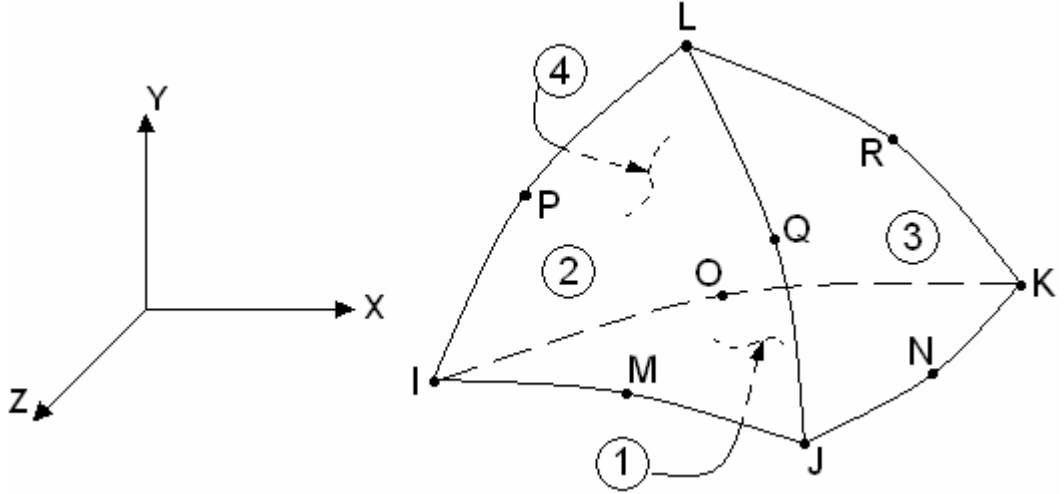
Şekil II.3 Anatomik bir 3 boyutlu ayağın sonlu elemanlar modeli [8]

Bu çalışmada ise, düz tabanlılık tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanmış titanyum implantın topuk kemiğine karşı göstermiş olduğu mekanik tepkimeler gözlemlenecektir. Ayrıca halihazırda kullanılan DCP'li yöntem ile arasındaki farklılıklar ve implantlı sistemin avantajları da belirtilecektir.

II.2. SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİNİN MATEMATİKSEL İFADESİ

Tezin ileriki safhalarında görülecek olan doğru tasarlanmış üç boyutlu modeller yardımıyla, analiz sonuçları gerçeğe daha da yaklaşacaktır. Modelleri en doğru şekilde çizmenin ve monte etmenin yanında, bu modelleri DS Abaqus 6.8 programına import ettikten sonra en uygun şekilde kendi içlerinde elemanlara(mesh) ayırmak da gerekmektedir. Yani parçaya uygulanan yüklerin yarattığı tesirleri en gerçekçi şekilde elde etmek için en uygun meshing(elemanlara ayırma) işlemi gerçekleştirilmelidir.

Bu çalışmada ise farklı meshing metotları kullanılmıştır. En yoğun olarak kullanılan meshing yöntemi ise tetrahedral-quadratic'dir(10 düğümlü) ve aşağıdaki bölümde bu metodun matematiksel ifadesi açıklanacaktır [18].



Şekil II.4. 10 Node'lu(Düğümlü) Tetrahedral Eleman Yapısı

II.2.1. Matematiksel İfade

On düğümlü tetrahedral elemanın deplasman fonksiyonları,

$$\begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \sum_{i=1}^{10} N_i \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad (2.1)$$

ve koordinat fonksiyonları ise;

$$\begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} = \sum_{i=1}^{10} N_i \begin{Bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{Bmatrix} \quad (2.2)$$

şeklindedir. (Lo & Ling, 2000). Burada u, v ,w sırasıyla x, y, z doğrultularındaki deplasmanlardır. U_i, v_i, w_i düğüm noktalarının deplasmanları olup x_i, y_i, z_i ise düğüm noktalarının koordinatlarıdır. N_i şekil fonksiyonları olmak üzere,

$$\begin{aligned} N_1 &= 1-r-s-t, & N_2 &= r, & N_3 &= s, & N_4 &= t \\ N_5 &= 4r(1-r-s-t), & N_6 &= 4rs, & N_7 &= 4s(1-r-s-t) \\ N_8 &= 4rt, & N_9 &= 4st, & N_{10} &= 4t(1-r-s-t) \end{aligned} \quad (2.3)$$

şeklindedir(Bathe, 1996). Gerilme ve birim şekil değiştirme bileşenleri ise,

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{yz}, \tau_{xz}, \tau_{xy}]^T \quad (2.4)$$

$$\boldsymbol{\epsilon} = [\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z, \gamma_{yz}, \gamma_{xz}, \gamma_{xy}]^T \quad (2.5)$$

olup şekil değiştirmelerle deplasmanlar arası ilişki,

$$\boldsymbol{\epsilon} = \left[\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}, \frac{\partial w}{\partial z}, \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}, \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right]^T \quad (2.6)$$

şeklindedir. On düğümlü tetrahedral elemanın her düğümü x, y, ve z yönlerinde yer değiştirebilir. Bu nedenle her düğümün üç serbestlik derecesi olduğuna göre eleman deplasman vektörü,

$$u_i = q_{3i-2}, \quad v_i = q_{3i-1}, \quad w_i = q_{3i}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, 10 \quad (2.7)$$

olmak üzere,

$$\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, \dots, q_{30}]^T \quad (2.8)$$

şeklindedir. Denklem(2.1) matris formunda,

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \mathbf{Nq} \quad (2.9)$$

Denklem (2.9) da, N şekil fonksiyonları matris olmak üzere,

$$\mathbf{N} = \begin{bmatrix} N_1 & & & & N_{10} \\ & N_1 & & & & N_{10} \\ & & N_1 & & & & N_{10} \\ & & & \cdot & \cdot & \cdot & & N_{10} \\ & & & & & & & N_{10} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

şeklindedir. Şekil değiştirmeleri hesaplamak için, s, t, r doğal koordinatlarında verilen şekil fonksiyonlarının x, y, z kartezyen koordinatlarındaki kısmi türevlerine ihtiyaç vardır(Chandrupatla & Belengunda, 1991).

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial s} \\ \frac{\partial u}{\partial t} \\ \frac{\partial u}{\partial r} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \\ \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial u}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} \end{Bmatrix} \quad (2.11)$$

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \\ \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

J matrisi olmak üzere denklem (2.11) türetildiğinde,

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial u}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} \end{Bmatrix} = \frac{1}{\det \mathbf{J}} \begin{bmatrix} \frac{\partial y}{\partial t} \frac{\partial z}{\partial r} - \frac{\partial z}{\partial t} \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial t} \frac{\partial x}{\partial r} - \frac{\partial x}{\partial t} \frac{\partial z}{\partial r} & \frac{\partial x}{\partial t} \frac{\partial y}{\partial r} - \frac{\partial y}{\partial t} \frac{\partial x}{\partial r} \\ \frac{\partial z}{\partial s} \frac{\partial y}{\partial r} - \frac{\partial y}{\partial s} \frac{\partial z}{\partial r} & \frac{\partial x}{\partial s} \frac{\partial z}{\partial r} - \frac{\partial z}{\partial s} \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial s} \frac{\partial x}{\partial r} - \frac{\partial x}{\partial s} \frac{\partial y}{\partial r} \\ \frac{\partial y}{\partial s} \frac{\partial z}{\partial t} - \frac{\partial z}{\partial s} \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial s} \frac{\partial x}{\partial t} - \frac{\partial x}{\partial s} \frac{\partial z}{\partial t} & \frac{\partial x}{\partial s} \frac{\partial y}{\partial t} - \frac{\partial y}{\partial s} \frac{\partial x}{\partial t} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial s} \\ \frac{\partial u}{\partial t} \\ \frac{\partial u}{\partial r} \end{Bmatrix} \quad (2.13)$$

elde edilir. Denklem (2.13) v ve w deplasmanları için de benzer şekilde elde edilir. Denklem (2.13) u, v, w için genelleştirilirse, $\epsilon = \epsilon(u, v, w)$ olmak üzere,

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial \phi}{\partial x} \\ \frac{\partial \phi}{\partial y} \\ \frac{\partial \phi}{\partial z} \end{Bmatrix} = \frac{1}{\det J} \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{\partial \phi}{\partial s} \\ \frac{\partial \phi}{\partial t} \\ \frac{\partial \phi}{\partial r} \end{Bmatrix} \quad (2.14)$$

$A=J^1$ olmak üzere,

$$A = \frac{1}{\det J} \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

şeklindedir. Denklem (2.14)'ü u, v, w için kullanarak denklem (2.6),

$$\epsilon = S \left[\frac{\partial u}{\partial s}, \frac{\partial u}{\partial t}, \frac{\partial u}{\partial r}, \frac{\partial v}{\partial s}, \frac{\partial v}{\partial t}, \frac{\partial v}{\partial r}, \frac{\partial w}{\partial s}, \frac{\partial w}{\partial t}, \frac{\partial w}{\partial r} \right]^T \quad (2.16)$$

şeklinde yazılabilir. S matrisi,

$$S = \frac{1}{\det J} \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & & & & & & \\ & & & A_{21} & A_{22} & A_{23} & & & \\ & & & & & & A_{31} & A_{32} & A_{33} \\ & & & & & & A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ & & & & & & A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} & & & & & & \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} & A_{11} & A_{12} & A_{13} & & & \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

ile ifade edilir. Denklem (2.1) kullanılarak, deplasman fonksiyonlarının (u, v, w), doğal koordinatlara(s, t, r) göre türevleri alınıp denklem (2.18) elde edilecek şekilde düzenlendiğinde, (9x30)'luk bir G matrisi elde edilir.

$$\left[\frac{\partial u}{\partial s}, \frac{\partial u}{\partial t}, \frac{\partial u}{\partial r}, \frac{\partial v}{\partial s}, \frac{\partial v}{\partial t}, \frac{\partial v}{\partial r}, \frac{\partial w}{\partial s}, \frac{\partial w}{\partial t}, \frac{\partial w}{\partial r} \right]^T = Gq \quad (2.18)$$

$$\mathbf{B} = \mathbf{S}\mathbf{G} \quad (2.19)$$

B matrisi denklem (2.19)'da gösterildiği gibi tanımlanırsa, şekil değiştirme bileşenleri, denklem (2.16), (2.18) ve (2.19) kullanılarak, denklem (2.20)'deki gibi elde edilir.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{q} \quad (2.20)$$

Hooke yasasına göre gerilme bileşenleri,

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{q} \quad (2.21)$$

ile tanımlanır. D(6x6) elastisite matrisidir.

$$\mathbf{D} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Eleman direngenlik matrisinin bulunmasında, toplam potansiyel enerjinin minimizasyonu dikkate alınarak, toplam potansiyel enerji ifadesinde eleman şekil değiştirme teriminden,

$$U_e = \frac{1}{2} \int_e \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon} dV = \frac{1}{2} \int_e \mathbf{q}^T \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} \mathbf{q} dV = \frac{1}{2} \mathbf{q}^T \left[\int_e \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \right] \mathbf{q} = \frac{1}{2} \mathbf{q}^T \mathbf{k}_e \mathbf{q} \quad (2.23)$$

$$\mathbf{k}_e = \int \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (2.24)$$

bulunur. Eleman hacmi,

$$dV = \det \mathbf{J} \, ds \, dt \, dr \quad (2.25)$$

olarak tanımlanır (Chandrupatla & Belegundu, 1991).

Gerilme invaryantları,

$$\begin{aligned}
 I_1 &= \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z \\
 I_2 &= \sigma_x \sigma_y + \sigma_y \sigma_z + \sigma_x \sigma_z - \tau_{yz}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{xy}^2 \\
 I_3 &= \sigma_x \sigma_y \sigma_z + 2\tau_{yz} \tau_{xz} \tau_{xy} - \sigma_x \tau_{yz}^2 - \sigma_y \tau_{xz}^2 - \sigma_z \tau_{xy}^2
 \end{aligned} \tag{2.26}$$

şeklinde olmak üzere ve

$$\begin{aligned}
 a &= \frac{I_1^2}{3} - I_2 \\
 b &= -2 \left(\frac{I_1}{3} \right)^3 + \frac{I_1 I_2}{3} - I_3 \\
 c &= 2 \sqrt{\frac{a}{3}} \\
 \theta &= \frac{1}{3} \cos^{-1} \left(-\frac{3b}{ac} \right)
 \end{aligned} \tag{2.27}$$

tanımlamaları da yapılırsa, asal gerilmeler ($\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$),

$$\begin{aligned}
 \sigma_1 &= \frac{I_1}{3} + c \cos \theta \\
 \sigma_2 &= \frac{I_1}{3} + c \cos \left(\theta + \frac{2\pi}{3} \right) \\
 \sigma_3 &= \frac{I_1}{3} + c \cos \left(\theta + \frac{4\pi}{3} \right)
 \end{aligned} \tag{2.28}$$

şeklindedir (Chandrupatla & Belegundu, 1991). Von Misses gerilmesi de asal gerilmeler cinsinden,

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right]} \tag{2.29}$$

olarak tanımlanır. Asal gerilmeler, kırılğan malzemelerin; Von Misses gerilmeleri ise sünek malzemelerin değerlendirilmesinde iyi sonuç veren kriterlerdir(Sayman et al., 1997).

BÖLÜM III

SONLU ELEMANLAR ANALİZİ SÜRECİ

III.1. GİRİŞ

Çalışmada, bir web sitesinden[17] üç boyutlu, hazır insan vücudu modeli alınacak ve bir CAD(DS SolidWorks) programı kullanılarak bu model üzerinde topuk kemiği modeli kullanılmak üzere ayıklanacaktır. Elde edilecek 3 boyutlu topuk kemiği modeli(calcanus) yine aynı CAD programında kesilecek ve üzerine uzatma uygulaması için geliştirilmiş ve halihazırda kullanılan DCP ve son olarak Yeditepe Üniversitesi'nden Doç.Dr. Muharrem İNAN'ın geliştirdiği kübik implant, sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere iki farklı şekilde yerleştirilecek ve ardından bir sonlu elemanlar analizi programı (DS ABAQUS 6.8) vasıtasıyla kritik zorlanmalar durumundaki yük dağılımları, deformasyonlar(iki farklı sistemin rijitlikleri) ve bununla bağlantılı olarak oluşturabilecekleri ağırlar ve diğer sakıncaları incelenecektir.

Bu çalışmada görölmek istenen kemik ve monte edilen implantların birbirlerine olan genel davranışları ve etkileri olduğundan dolayı, gerçek bir insana ait bir topuk kemiğinin bir CT tarayıcısı ile(MR cihazı vb.) tarandıktan sonra ortaya çıkacak olan nokta bulutlarına ve bunların bir 3D programında katı modele dönüştürülmesine gerek görölmemiştir ki yapılacak olan bu uygulamaların olağandışı durumlar haricinde, insanların genelinde aynı sonucu vereceği aşıkardır. Çünkü insanların kemik yapıları boyutları ve çok küçük engebeli yapısal farklılıkları dışında birbirlerine benzemektedir. Özel durumlarda ise(yapısal kemik bozuklukları vb.) yukarıda yazılan işlemlerin insana özel şekilde uygulanması ve belki de yeni bir implantın tasarlanması söz konusu olabilir.

III.2. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ SÜRECİ

Maksat, aşağıda yazılı olan iki farklı uygulamanın davranışlarını sonlu elemanlar analizi metodunu kullanarak irdelemektir.

III.2.1. Halihazırda Kullanılan 3.5mm 1/3 Semitubular DCP’li Uygulama

III.2.2. Yeni Kalıcı Titanyum İmplantlı Uygulama

Analiz süreci özetle aşağıdaki dört süreçten oluşmaktadır.

1. Modelin Elde Edilmesi:

Bir CT tarayıcısından elde edilen nokta bulutlarının katı modele dönüştürülmesi ile veya tezde olduğu gibi hazır 3D modellerin elde edilmesi ile üzerinde çalışılacak model elde edilir.

2. Son Modelleme ve Montaj Süreci:

Uygun Bir CAD programında tasarlanmalı ve monte edilmelidir ki tezde DS SolidWorks programı bu işlemler için kullanılacaktır. FEA programları CAD çalışmaları için genel itibariyle uygun değildirler. FEA programlarının asıl maksadı sistem tasarlamak değil, tasarlanan sistemler üzerinde analizler gerçekleştirmektir.

3. Malzemelerin Yapısal ve Mekanik Özelliklerinin Tayini:

Uygun kaynaklardan veya daha önceden yapılmış çalışma ve uygulamalardan alınan malzeme mekanik özelliklerinin analizde kullanılmak üzere elde edilmesidir ki tezde kullanılmak üzere bu bilgiler birçok kaynak incelenerek tespit edilmiştir.

4. FEA Süreci:

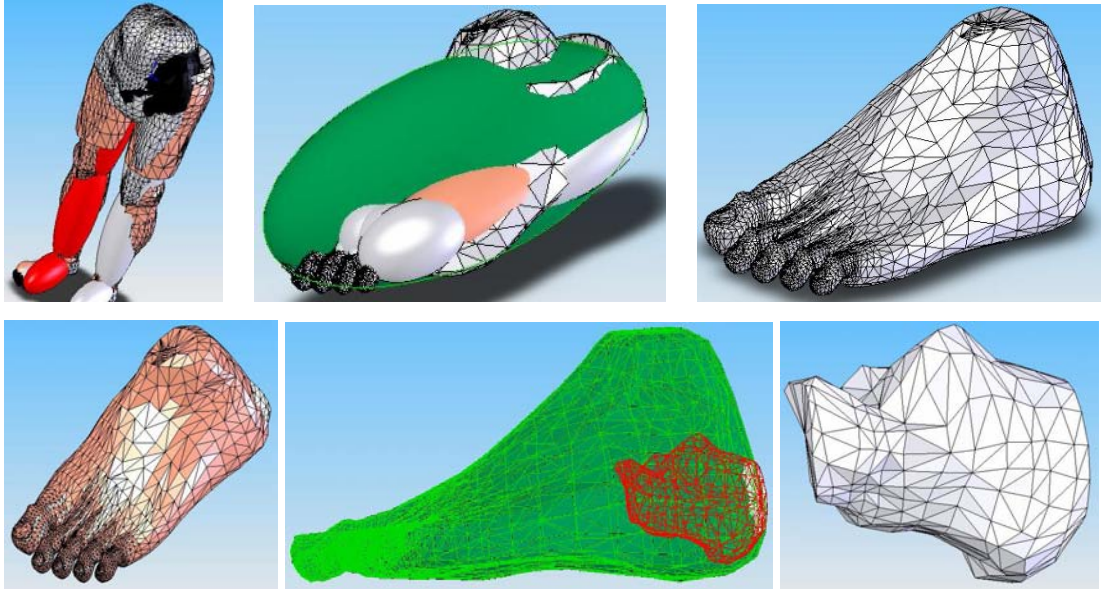
FEA Programında tasarlanan 3D model öncelikle programa import edilir. Ardından malzemelerin yapısal bilgileri(isotropic...) ve mekanik özellikleri(Elastisite modülü, plastik uzama, akma mukavemeti, poisson’s oranı) tanımlanır. Bu işlemlerden sonra ise, meshing(elemanlara ayırma) işleminin tüm parçalara uygulanması, modelin serbestlik derecelerinin(sınır şartları) girilmesi, uygulanacak yükün hangi alana, hangi büyüklükte bir kuvvetle ve ne tür bir uygulama şekliyle(*homojen*, noktasal...) sahip olduğunun tayin edilmesi, temas yüzeylerinin tanımlanması ve analizin gerçekleştirilmesi gelmektedir.

III.2.1. Halihazırda Kullanılan 3.5mm 1/3 Semitubular DCP'li Uygulama

Eğer bu uygulamadaki sistemin mekanik davranışlarını FEA ile inceleyecek olursak;

III.2.1.1.Modelin Elde Edilmesi:

Bir web adresinden[17] alınan hazır insan ayak modeli üzerinde, çalışmada kullanılacak olan topuk kemiği(calcaneus) ayıklanmış ve üzerinde çalışılabilecek duruma getirilmiştir.



Şekil III.1 Topuk kemiği modelinin hazır bir insan modelinden elde edilmesi[17]

III.2.1.2.Son Modelleme ve Montaj Süreci:

1. Calcaneus Modelinin Elde Edilmesi:

Kullanılan model, CT tarayıcıdan elde edilmiş bir model değildir. %100 gerçeğe yakın hazır bir 3D modeldir ki her insanın kemik yapısının küçük de olsa şekilsel farklılıklar gösterdiği düşünüldüğünde, buradan orijinal ve orijinal dışı 3D model olmasının herhangi bir olumsuz sonuç doğurmayacağı görülecektir. Çünkü tasarlanan implant kişiye özel değil tam aksine genel kullanıma uygun bir tasarımdır. Modelin kesilmesi ve pozisyonlandırılması işlemleri ise bir ortopedi uzmanının onayı alınarak kontrol altında yapılmıştır.

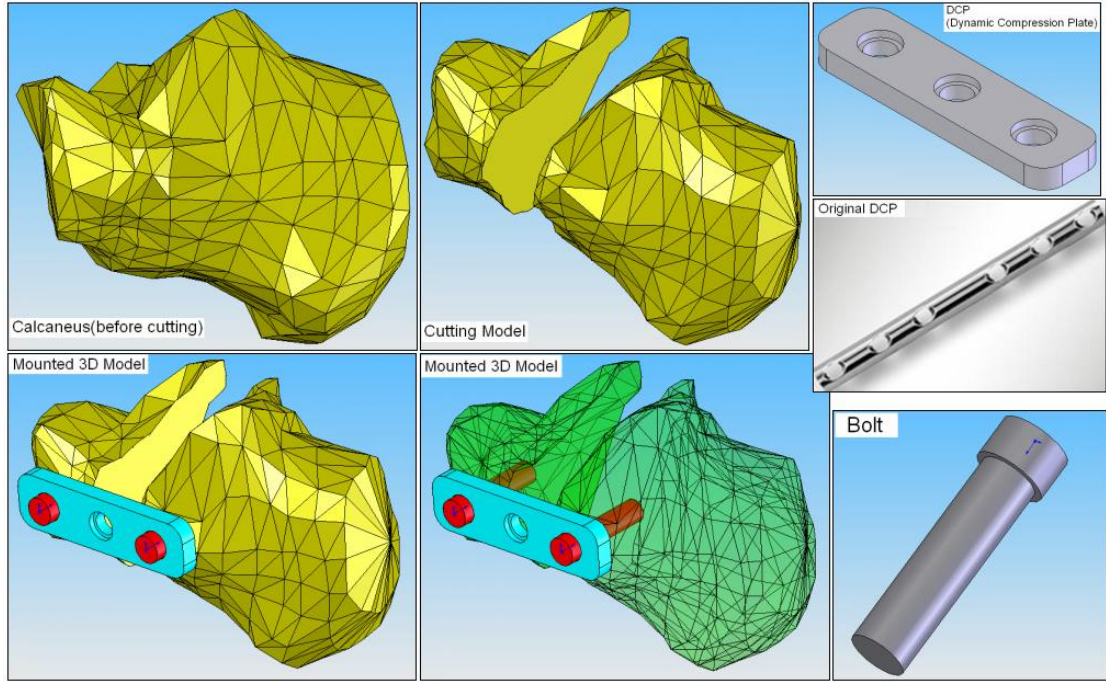
2. Plate Tasarımı:

Önceden uygulanan yöntemde Paslanmaz çelik malzemeden 3.5mm 1/3 Semitubular DCP kullanılmıştır. Bu uygulamada ise orijinal bir Plate'in ölçüleriyle

aynı birebir ölçülerde bir Plate tasarlanmıştır. Dynamic Compression Plate(DCP) adından da anlaşılacağı gibi dinamik ve farklı yapılarda montaj yeteneğine sabit pleytlerdir. Ancak yapılacak FEA uygulamasında belirli bir sabitleme söz konusu olduğundan dolayı, tasarım aşamasında Plate'in birebir aynısının çizilmesi(dinamik yapılı olması, yani vidaların havşa başlı olması ve vida başı yuvalarının da aynı şekilde hareket opsiyonu kazandıran $\pm 15^\circ$ 'lik açılara sahip olması) tercih edilmemiştir ve en basit şekliyle tasarlanmıştır.

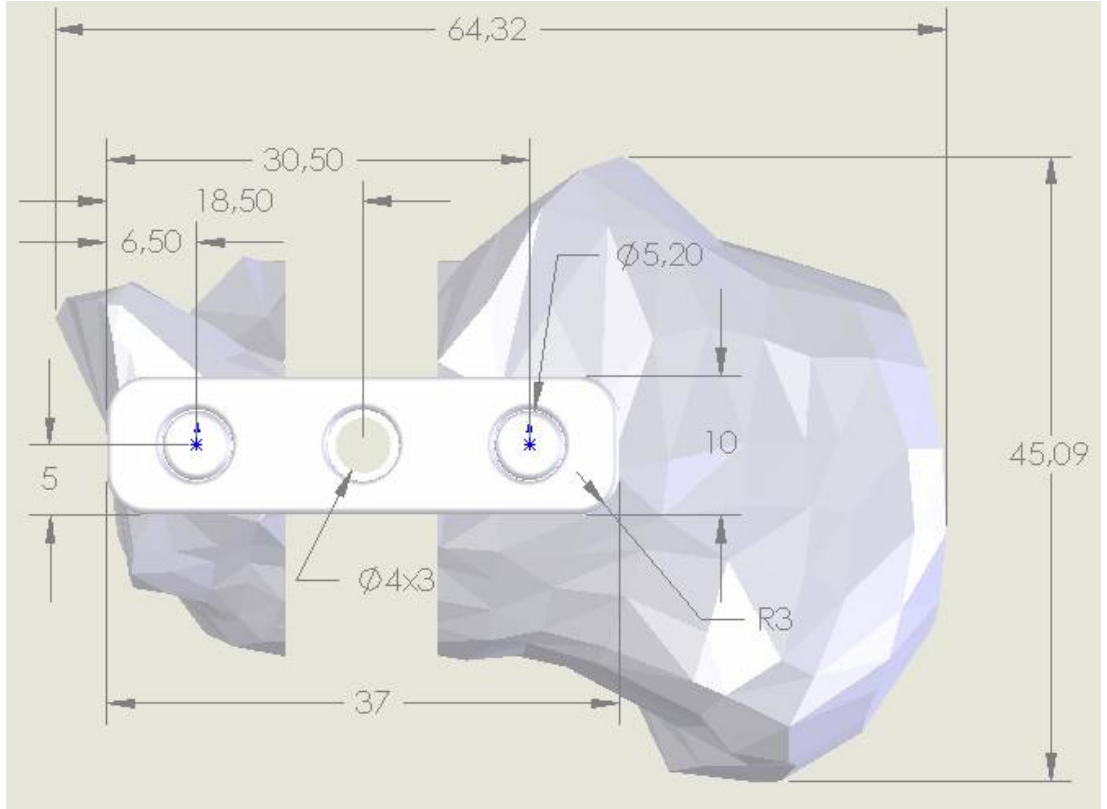
3. Sabitleyici Vida Tasarımları:

2 adet paslanmaz çelik vida, gerçek operasyonlarda kullanılan vida ölçülerine yakın ölçülerde tasarlanmış ve aşağıdaki şekillerde görüldüğü gibi calcaneus iki parçaya kesildikten sonra DCP ve parça üzerine uygun olarak monte edilmiştir.

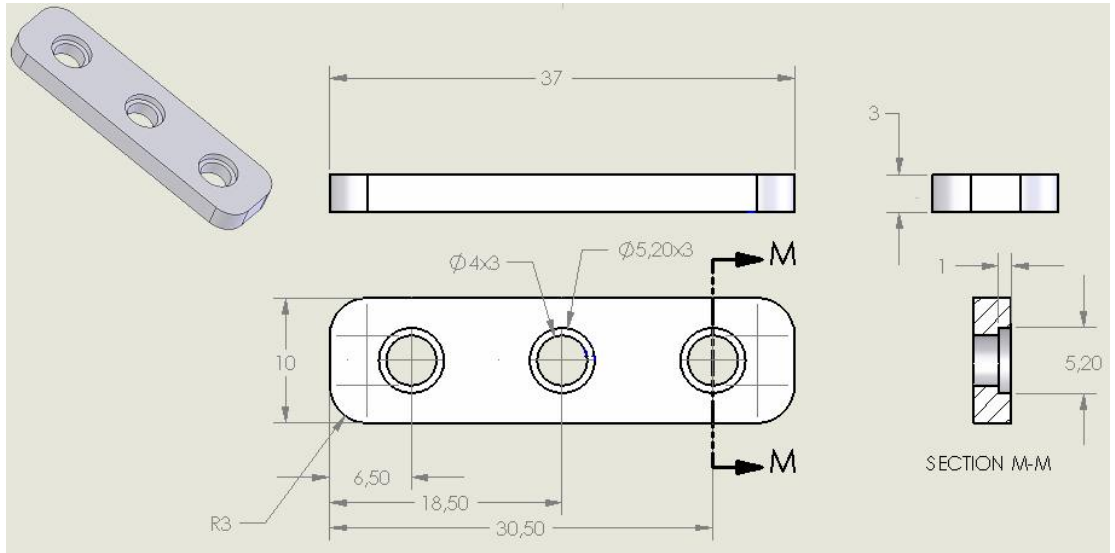


Şekil III.2 Kısaca modelleme ve montaj süreci

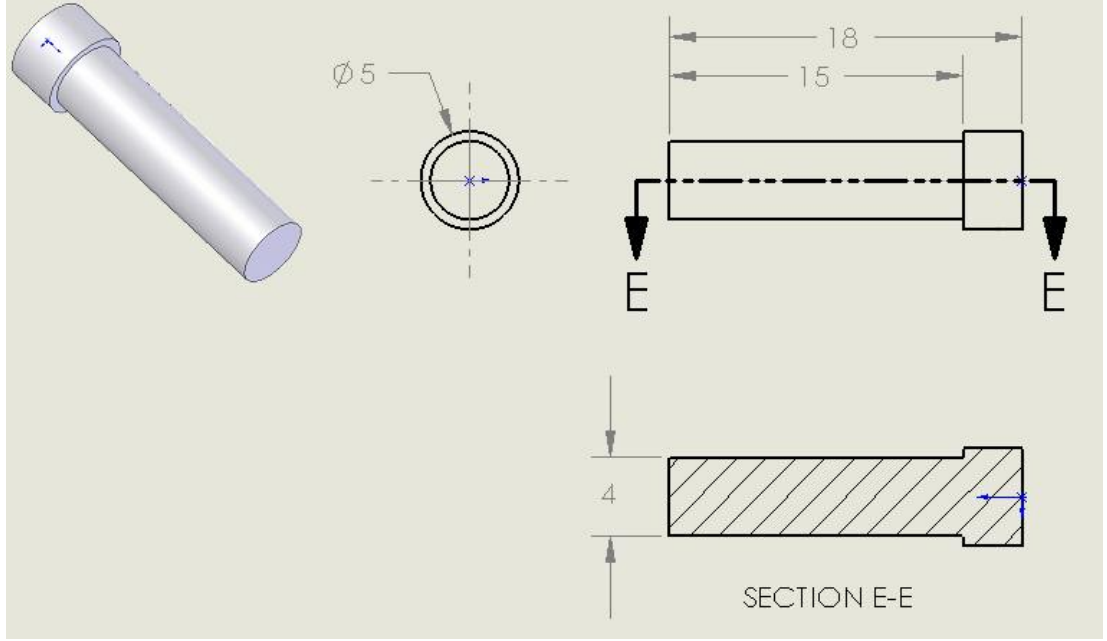
(Kesim öncesi kısa calcaneus, kesme işlemi, plate tasarımı, vida tasarımı ve montajı)



Şekil III.3 Calcaneus-DCP montaj resmi



Şekil III.4 DCP teknik resmi



Şekil III.5 Sabitleme vidası teknik resmi

III.2.1.3. Malzemelerin Yapısal ve Mekanik Özelliklerinin Tayini:

Tablo III.1 Malzeme yapısal ve mekanik özellikleri

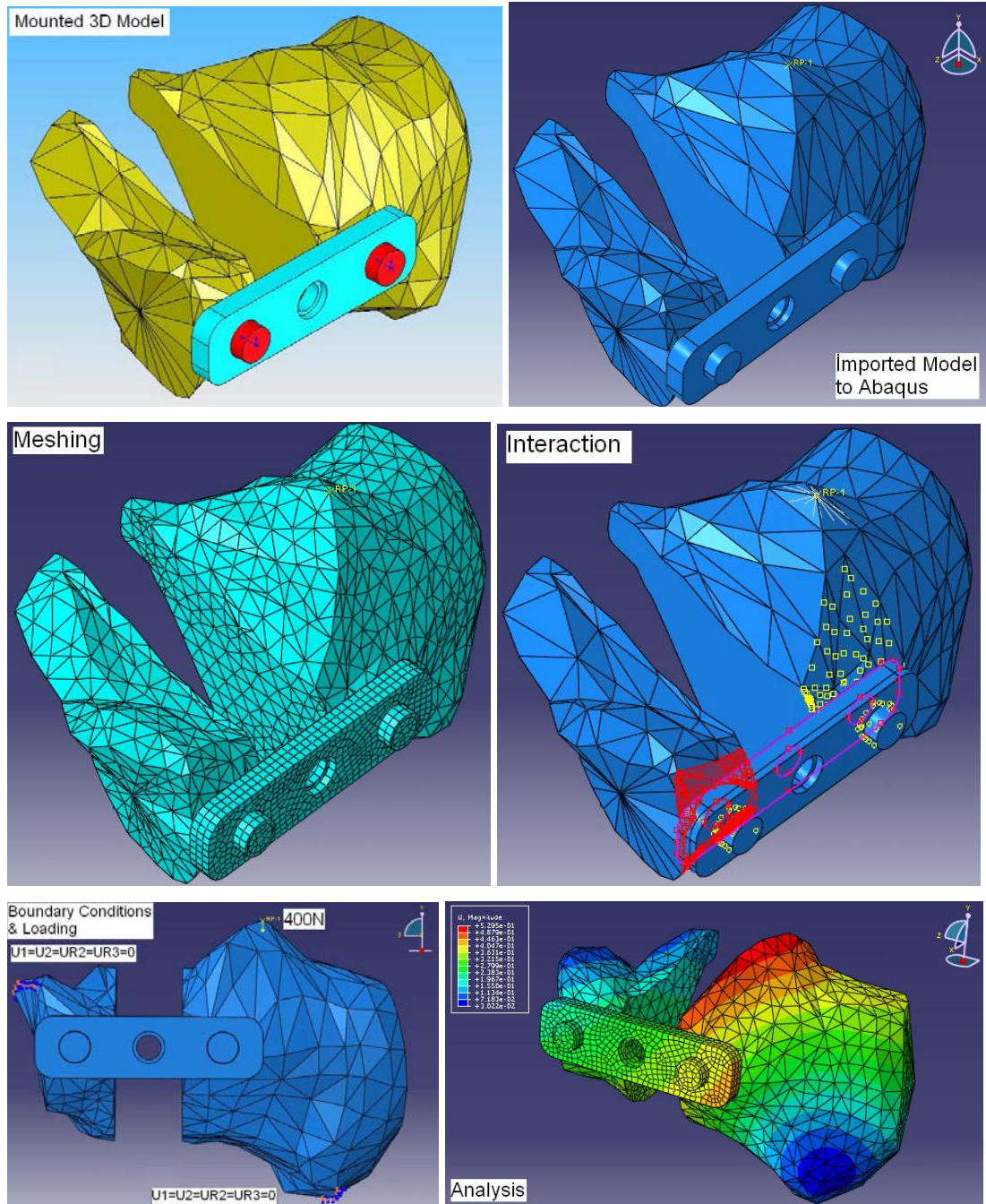
Calcaneus'un Özellikleri	DCP'nin Özellikleri	Vidaların Özellikleri
Malz.: Kemik Elastisite Modülü: 7.3 Gpa Poisson Oranı: 0,30 σ_y : 115 Mpa σ_u : 167 MPa Plastik Uzama: (1.9%) $\rightarrow$ 0,019 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic	Malz.: Paslanmaz Çelik(316, Ostenitik), 3,5mm 1/3 Semitubular DCP Elastisite Modülü: 193 Gpa Poisson Oranı: 0,30 σ_y : 250 Mpa σ_u : 590 Mpa Plastik Uzama: 40% $\rightarrow$ 0,40 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic	Malz.: Paslanmaz Çelik(316, Ostenitik) Elastisite Modülü: 193 Gpa Poisson Oranı: 0,30 σ_y : 250 Mpa σ_u : 590 Mpa Plastik Uzama: 40% $\rightarrow$ 0,40 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic

III.2.1.4. FEA Süreci:

Model bir CAD Programında oluşturulup montajı yapıldıktan sonra DS Abaqus 6.8 FEA programında import edildi. DS Abaqus 6.8 programında, öncelikle malzemelerin teker teker mekanik ve yapısal özellikleri girildi ve sonra malzemeler hacimsel olarak programa tanıtıldı. Bu işlemlerden sonra parçalar üzerinde matematiksel hesaplar yapabilmek amacıyla malzemelerin dış yüzeyleri tetragonal ve hegzagonal element yapılarıyla ve uygun büyüklüklerde meshlendi. Ardından parçaların birbirleriyle olan temas yüzeyleri tanıtıldı ve son olarak calcaneus'un sınır

şartları, uygulanan yük bilgileri ve uygulanış şekilleri programa girildi. Sınır şartlarını girerken hangi noktalarda(dairesel ve lineer eksenlerde) ne kadar serbestlik derecelerine sahip olduğu bilgisi programa girildi(Şekilde görünen her iki sabitleme noktasının serbestlik dereceleri $U1=U2=UR2=UR3=0$ şeklindedir). Sınır şartları girildikten sonra ise, uygulanacak yük, yükün yönü ve uygulanış şekli girildi (-y yönünde 400N'luk yayılı(homojen)yük). Analiz neticesinde kuvvet dağılımları, noktalara gelen kuvvetler ve sistem üzerinde oluşan deformasyonlar tespit edildi.

FEA süreci özetle aşağıdaki şekilde gösterilmiştir.

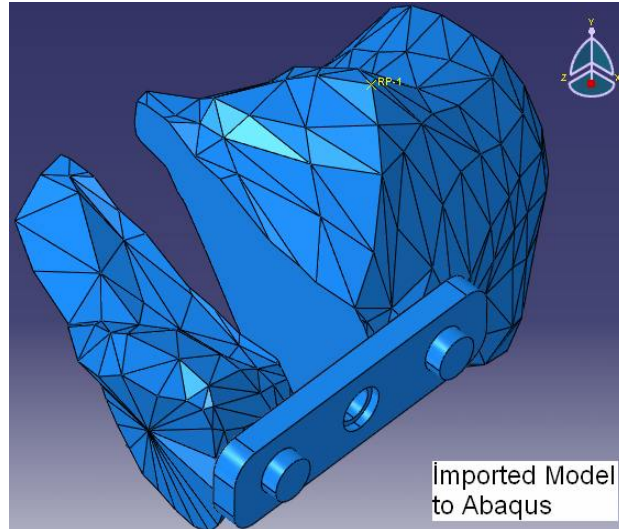


Şekil III.6 Özetle FEA süreci

III.2.1.5.DS Abaqus 6.8’de FEA Süreci Detayları

- 1- Montajlı Parçanın DS Abaqus 6.8’e Import Edilmesi
- 2- Malzeme Mekanik Özelliklerinin Girilmesi
- 3- Parçaların uygun element tiplerine göre meshlenmesi
- 4- Adım Oluşturulması
- 5- Temas Yüzeylerinin Belirtilmesi
- 6- Vida Bağlantılarının Tanıtılması
- 7- Sınır Şartlarının Tanıtılması ve Yüklemelerin Gerçekleşmesi
- 8- Görev Oluşturma
- 9- Analizin Gerçekleştirilmesi

1- Montajlı Parçanın DS Abaqus 6.8’e Import Edilmesi:



Şekil III.7 Montajlı parçanın DS Abaqus 6.8’e import edilmesi

DS SolidWorks’de parasolid(.x_t) formatında farklı kaydedilen montajlı parça bu haliyle DS Abaqus 6.8’e import edilmiştir. DS Abaqus programı 3D dizayn konusunda tam olarak yetkin ve pratik olmadığından dolayı, programda parça üzerindeki küçük değişiklikler dışında herhangi bir tasarım çalışması yapılmamıştır.

2- Malzeme Mekanik Özelliklerinin Girilmesi

Programa DCP ve vidalar için ostenitik paslanmaz çeliklerin mekanik(elastik-plastik) değerleri girilmiştir.

Tablo III.2 Malzeme(ostenitik paslanmaz çelik) mekanik özellikleri

OSTENİTİK PASLANMAZ ÇELİK			
Elastik Değerler		Plastik Değerler(Değişken)	
Young Modülü	Poisson Oranı	Akma Gerilmesi(MPa)	Plastik Uzama
193,000 MPa (193 GPa)	0.3	250	0
		300	0.05
		400	0.10
		500	0.17
		560	0.30
		590	0.40

Programa, öncelikle yukarıda görülen malzeme mekanik özellikleri girilmiştir. Ardından parçaların hacimleri tanıtılmış ve son olarak belirlenen hacimler, mekanik özellikleri girilen malzemelere atanmıştır ve böylece malzemeler ve bilgiler örtüştürülmüştür.

Yukarıda, DCP ve vidalar için malzeme oluşturma işlemleri özetle anlatılmıştır ve bu işlemler tüm diğer malzemeler için de aynen uygulanmıştır.

Not: Analizde öncelikle sadece elastik değerler girilip yükleme sonrasında plastik şekil değişikliği olup olmadığı incelenmiştir. Sonuçlar incelendiğinde plastik şekil değiştirme görüldüğü için analize malzeme plastik uzama özellikleri de dahil edilmiştir ve analiz son haliyle bu şekilde gerçekleştirilmiştir.

İki parçadan oluşan kemikler için de yukarıda anlatılan işlemler aynen uygulanmıştır. Tek farklılık ise kemik mekanik değerlerindeki farklılıklardır. Bunun dışında hacim tanımlama ve malzemeyi hacme atama işlemleri aynen yukarıdaki gibidir.

Tablo III.3 Malzeme(kemik) mekanik özellikleri

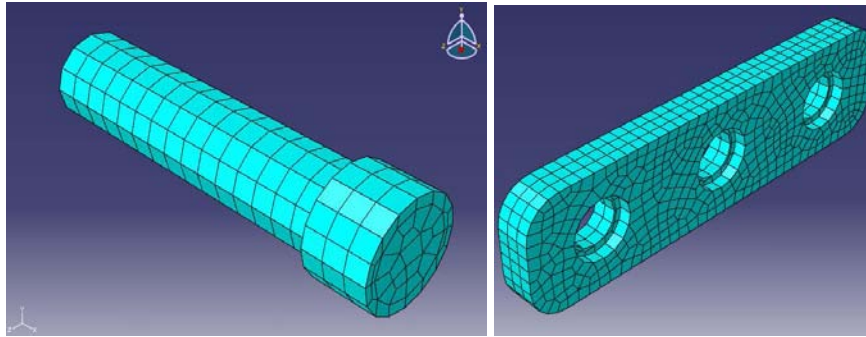
KEMİK			
Elastik Değerler		Plastik Değerler(Değişken)	
Young Modülü	Poisson Oranı	Akma Gerilmesi(MPa)	Plastik Uzama
7,300 MPa (7.3 GPa)	0.3	115	0
		145	0.007
		160	0.014
		167	0.019

3- Parçaların uygun element tiplerine göre meshlenmesi

Vidalar ve DCP hegzagonal-linear tipte ve kemikler tetragonal-quadratic tipte meshlenmiştir. Meshleme esnasında öncelikle malzemelerin hangi büyüklükte meshlenecekleri tespit edilmiş, ardından hangi tipte meshleme yapılacağı belirlenmiştir(yüzeyin tipine ve önemine bağlı olarak). Son olarak element tipi belirlenmiştir ve ardından meshleme işlemi tamamlanmıştır. Bu işlemlere ek olarak malzemelerin bazı bölgelerinde(özellikle dar ve keskin kısımlarda, deliklerde ve bazı temasın ve dolayısıyla matematikse çözümleme işleminin yoğun olduğu yüzey alanlarında) lokal meshleme işlemi yapılmıştır. Bu işlemlerin uygulanış maksadı, doğruya daha yakın sonuçlar elde etmektir ki bu da daha yoğun meshlemelerle birlikte iterasyon sayısının da artmasından gelmektedir.

Mesh büyüklüklerinin girilmesi esnasında vidalar ve DCP için yaklaşık global ebat 1.0 olarak tespit edilmiştir.

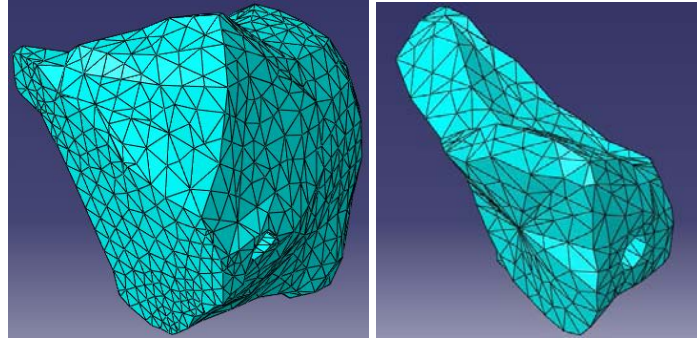
Yukarıda da bahsedildiği gibi DCP ve vidaların mesh tipleri hegzagonal-linear olarak tanıtılmıştır. Aşağıdaki şekillerde bu parçalar meshlenmiş olarak görülmektedir.



Şekil III.8 DCP'nin ve vidaların meshlenmesi

Kemiklerin meshlenmesinde ise mesh global ebatları her iki kemik için de yaklaşık 3.0'dır.

Yukarıda da bahsedildiği gibi kemiklerin mesh tipleri tetragonal-quadratic olarak tanıtılmıştır. Aşağıdaki şekillerde bu parçalar meshlenmiş olarak görülmektedir.



Şekil III.9 Kemiklerin meshlenmesi

4- Adım Oluşturulması

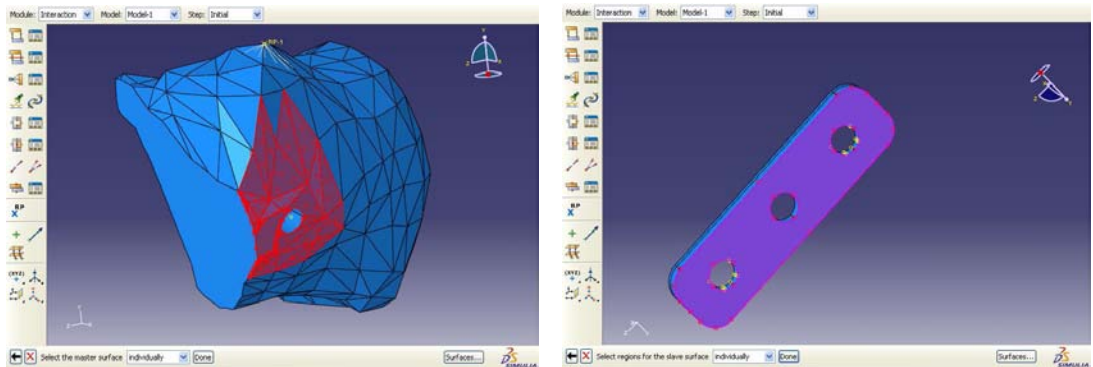
Tüm parçaların meshleme işlemlerinin ardından, zamana bağlı olmayan statik bir analiz yapılacağı bilgisi sisteme girilerek adım oluşturma işlemi tamamlanmıştır.

5- Temas Yüzeylerinin Belirtilmesi

Analiz esnasında, parçaların ve yüzeylerin birbirleri arasındaki etkileşimlerini sağlayabilmek için yüzey yüzeye temas eden bölümler programda tanımlanmıştır. Bu yüzeyler iki tane olmakla birlikte kemikler ve DCP arasındadır.

Öncelikle I. temas tespit yüzeyleri tanıtılmış ve ardından aynı işlem bir kez de II. temas yüzeyi için uygulanmıştır. Bu işlemler uygulanırken seçilen adım türü yüzey yüzeye(face to face) temastır. Yani nodlar ile yüzeyler arasında veya başka tiplerde bir temas mevcut değildir.

Bu işlemin ardından temas yüzeyler arasında önce master(efendi, ana yüzey) yüzeyi ve ardından slave yüzeyleri seçilmiştir. Master yüzeyler aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi kırmızı ve slave(köle, karşı yüzey) yüzeyler pembe olarak tanımlıdır.



Şekil III.10 Temas yüzeylerinin tanıtılması(master ve slave yüzey seçimi)

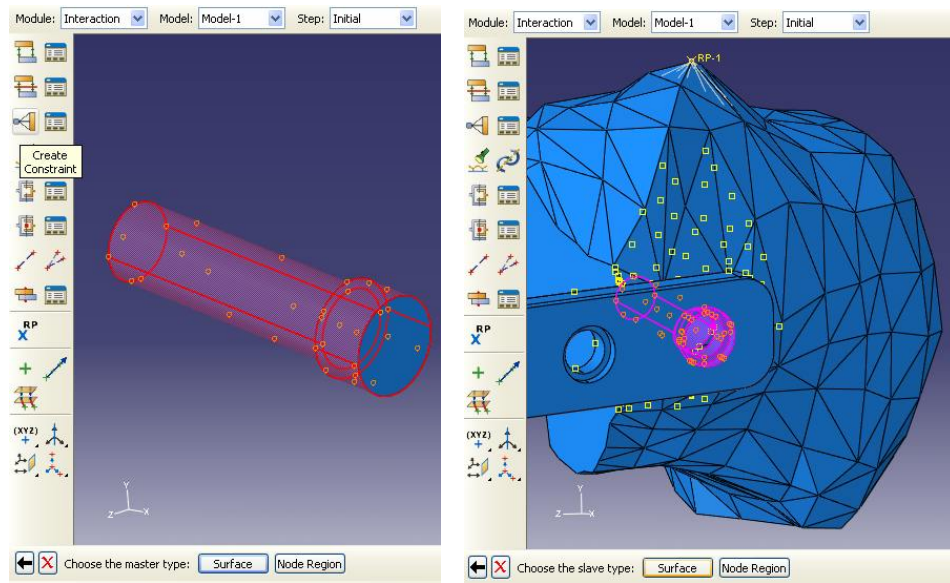
Yukarıda görülen büyük kemik parçası ile DCP arasında görülen temas tanımlama işlemleri küçük kemik parçası ile DCP arasında da aynı şekilde uygulanmıştır.

Bu işlemlerin ardından, malzemeler arasında 0.1'lik bir sürtünme katsayısı değeri girilmiştir ki bu değer girilmediği takdirde malzemelerin birbirine olan etkileşimleri mantıksal sınırlar içerisinde kalmayacaktır. Kaldığı kemik ve çelik malzemeler arasında sıfır sürtünmeden bahsetmek olanaksızdır. Burada yumuşak dokunun ve ayak içinde bulunan sıvı maddelerin sürtünmeyi azaltıcı etkileri analize yansıtılmamıştır, kaldı ki iki farklı sistemin karşılaştırılmasında bu özelliklerin her iki sistem için uygulanıp uygulanmaması (analizde eşitlik ilkesi) asıl önemli olanıdır.

6- Vida Bağlantılarının Tanıtılması

Vidalar ile bağlandıkları kısımları birbiriyle ilişkilendirmek için, programın temas bilgileri kısmında, zorlamaların gerçekleştiği vida erkek dişlerinin (varsayım), kemik üzerinde açılmış dişi dişleriyle (varsayım) olan temas yüzeyleri seçilerek bu yüzeyler birbirine bağlanmıştır. Sonlu elemanlar mantığı gereği bu aşamada gerçek bir vida modelinin kullanılmasına gerek duyulmamıştır. Çünkü burada vida dişlerine gelen yüklerden öte, sabitlemeler neticesinde kemiklerde oluşan deformasyonlar incelenmiştir. Fakat vidaların çok zorlandığı, mesela bir taşıma sistemi incelenmiş olsaydı, kesinlikle vida ve vida dişlerinin de incelenmesi ve de birebir vida modeli oluşturulması gerekirdi.

Aşağıda, vida ve bağlanacağı kemik ve DCP'e ait yüzeyler gösterilmiştir.

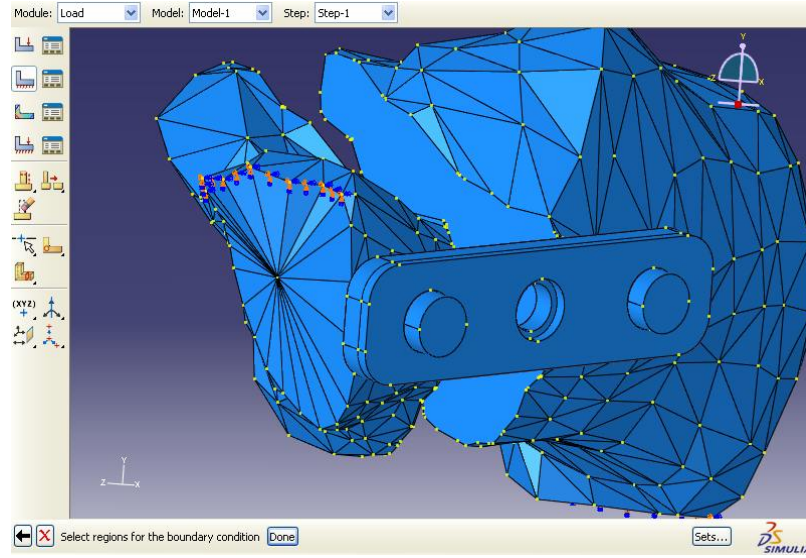


Şekil III.11 Vida ile kemik ve DCP arasındaki master ve slave yüzeylerin seçimi

Buradaki kırmızı-master(efendi, ana yüzey) ve pembe-slave(köle, karşı yüzey) yüzeylerin seçim işlemi her iki vida ve bağlandığı yüzeyler için aynı şekilde gerçekleştirilmiştir.

7- Sınır Şartlarının Tanıtılması ve Yüklemelerin Gerçekleşmesi

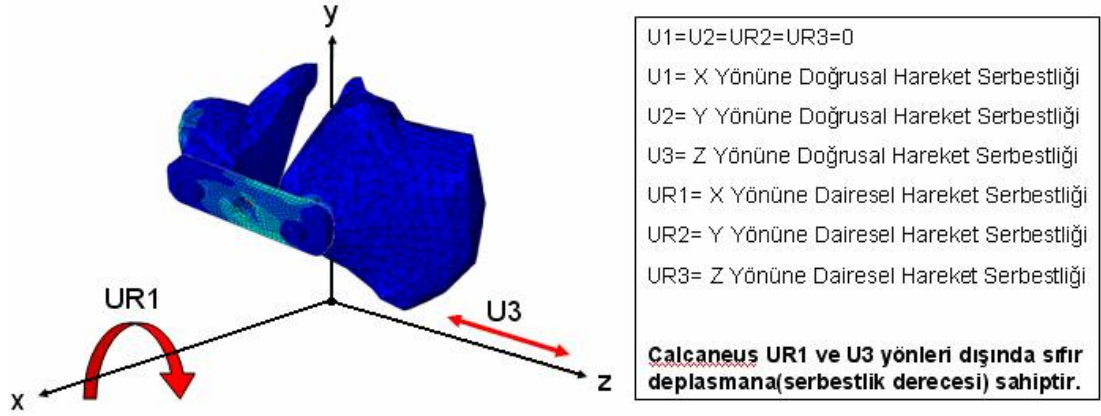
Öncelikle insan anatomisi gereği calcaneus'un hangi yönlerde ve hangi hareket serbestliklerine sahip olduğu öğrenilmiş ve bu değerler sınır şartları adı altında programa girilmiştir. Aşağıda da bahsedildiği gibi calcaneus bazı yönlerde dairesel ve bazı yönlerde de doğrusal(deplasman) hareket serbestliklerine sahiptir.



Şekil III.12 Calcaneus ön kısmının sınır şartlarının tespiti

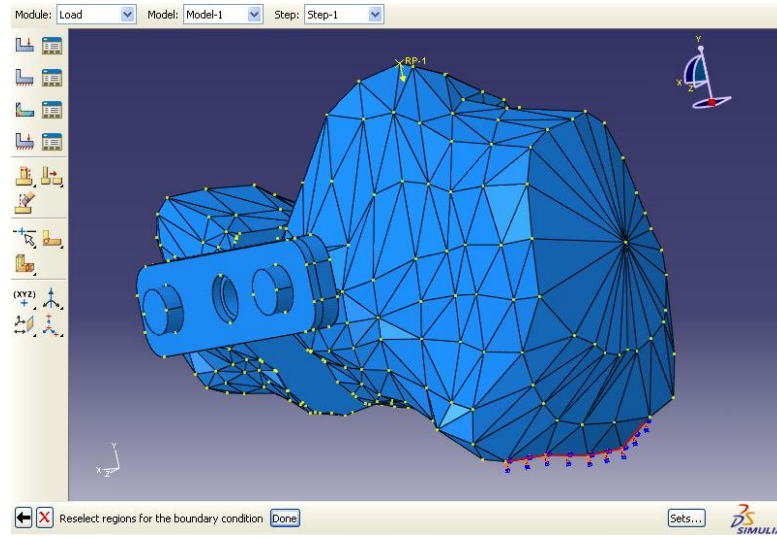
Yukarıdaki şekilde görüldüğü gibi, küçük calcaneus'un ön üst kısmına girilmiştir sınır şartları değerleri. Çünkü calcaneus'un önünde ve etrafında bulunan kemik sistemi küçük kemik parçaya tam olarak bu bölgede hareket şansı tanımaktadır. Aşağıdaki paragrafta verilen değerlerden de anlaşılacağı gibi döndürme eksenini bu hat üzerinde bulunmaktadır.

Yukarıdaki şekilde görülen işaretli bölgede, öncelikle $U1=U2=UR2=UR3=0$ sınır şartları sisteme tanıtılmıştır. Yani bu işaretlemelerin anlamı; $X(U1)$ yönüne ve $Y(U2)$ yönüne lineer hareket akışı yoktur ve buralardaki deplasmanlar sıfırdır ve sistem bu yönlerde doğru hareket etmez, fakat $Z(U3)$ yönüne doğru ileri-geri hareket serbesttir. Bunun yanında, belirlenen hat $X(UR1)$ eksenini etrafında serbest dönme hareketi yapabilirken, $Y(UR2)$ ve $Z(UR3)$ yönlerinde dönme hareketine izin yoktur ve buralardaki deplasmanlar sıfırdır.



Şekil III.13 Serbestlik derecesi ifadelerinin anlamları

Aynı işlemler aşağıda görüldüğü gibi topuk kemiğinin(büyük parça) tabanının serbestlik derecelerinin belirlenmesi ve programa girilmesi için de uygulanacaktır.

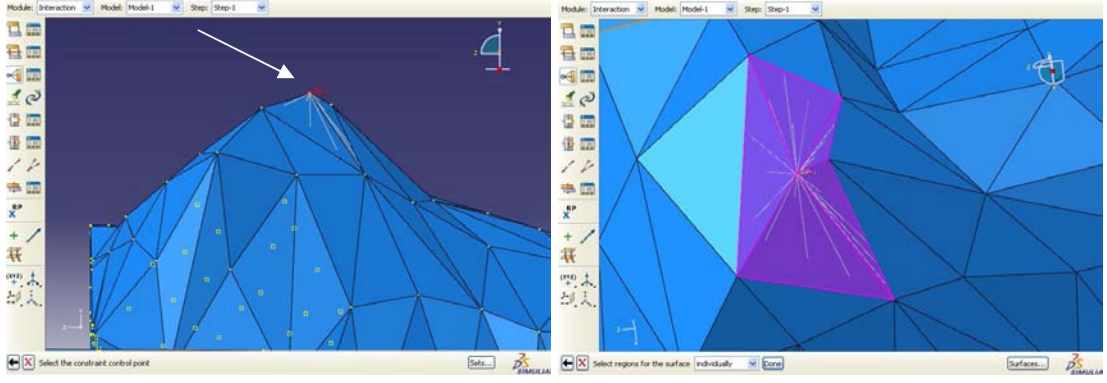


Şekil III.14 Calcaneus taban kısmının sınır şartlarının tespiti

Buradaki sınır şartları da birinci bölgedekinin aynısıdır ve yukarıda da belirtildiği gibi $U1=U2=UR2=UR3=0$ şeklindedir.

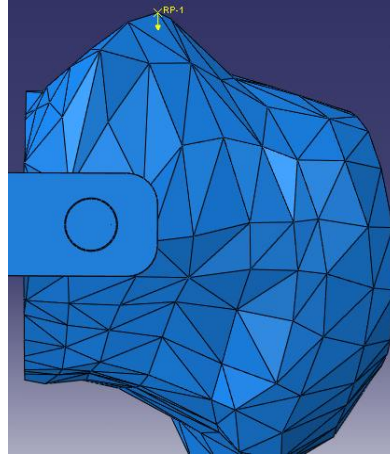
Yüklemeyi gerçekleştirmek için ise öncelikle yükün uygulanacağı nokta belirlenmiştir. Ardından belirlenen noktadan(tepe nokta), etrafındaki nodlara doğru homojen yük dağılımlı bir kuvvet uygulanması için gerekli işlemler gerçekleştirilmiştir.

Aşağıdaki şekilde, yükün uygulanması için tespit edilmiş referans noktası ve de yüklemenin çevre nodlara nasıl homojen bir şekilde dağıldığı oluşan çizgi demetlerinden görülmektedir.



Şekil III.15 Referans noktası ve yükün homojen dağılacığı yüzeylerin seçimi

Bu işlemlerin ardından, yükleme türü, yükün yönü ve büyüklüğü bilgileri de sisteme girilmiştir. Burada uygulanan yük “-y” yönünde, 400N’luk homojen ve mekanik-statik bir yüküdür.



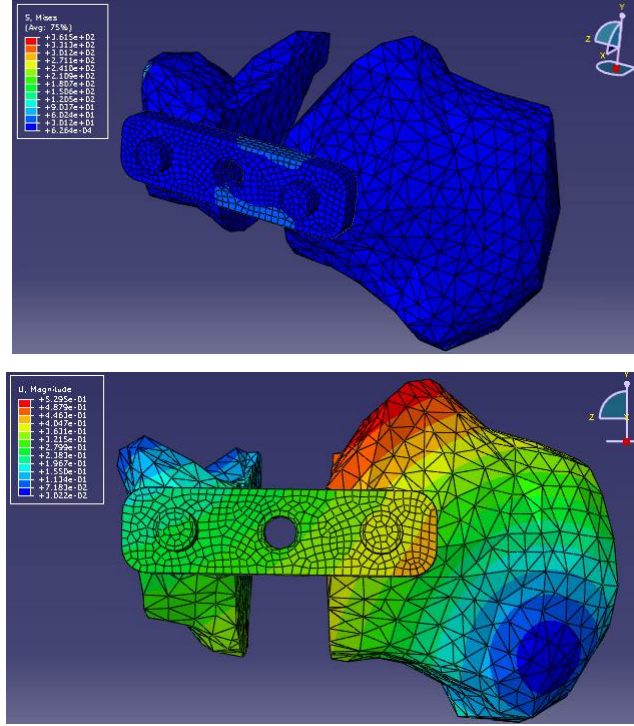
Şekil III.16 Uygulanacak yük ve yön değerlerinin girilmesi

8- Görev Oluşturma

Bu aşamada görev ve görevin adı tanımlanmıştır.

9- Analizin Gerçekleştirilmesi

Yukarıdaki sekiz maddelik işlemlerden sonra analiz gerçekleştirilmiştir ve özetle analiz sonuçları aşağıdaki gibidir. Detaylı açıklamalar ve değerlendirmeler ise kübik implantlı analiz sonuçlarıyla birlikte son bölümde(bkz: Bölüm IV.) verilmiştir.



Şekil III.17 Gerilme ve deformasyon sonuçları

III.2.2. Yeni Kalıcı Titanyum İmplantlı Uygulama

Bu uygulamadaki sistemin mekanik davranışlarını FEA ile inceleyecek olursak;

III.2.2.1. Modelin Elde Edilmesi

Modelin elde edilmesi ilk uygulamada bahsedildiği gibidir(bkz: Bl. III.2.1.1).

III.2.2.2. Son Modelleme ve Montaj Süreci:

1. Calcaneus Modelinin Elde Edilmesi:

Modelin elde edilmesi ilk uygulamada bahsedildiği gibidir(bkz: Bl. III.2.1.2)

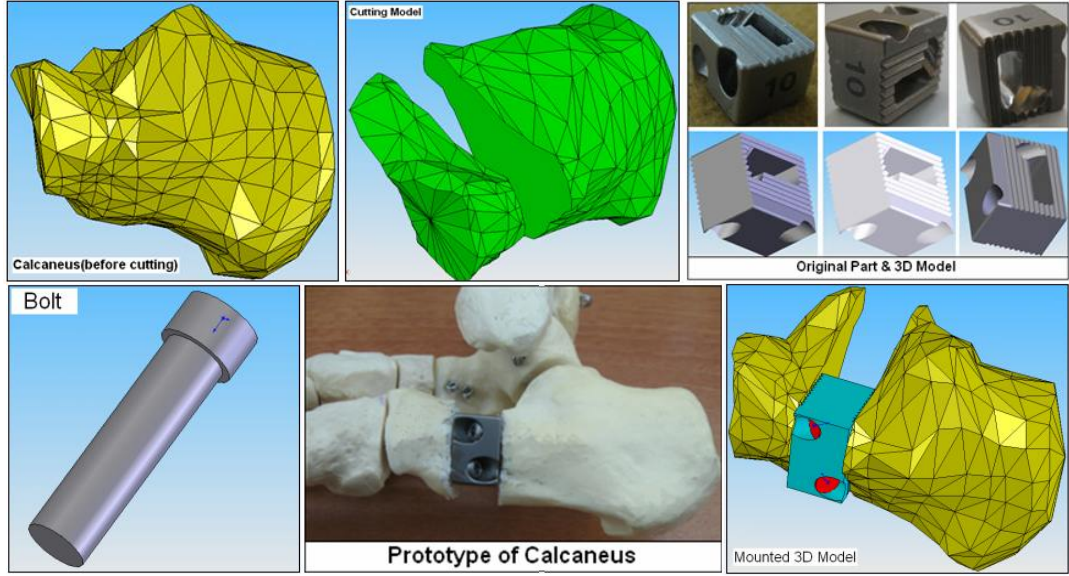
2. İmplant Tasarımı:

İmplant, Doç.Dr. Muharrem İnan'ın tasarladığı ve ürettiği numune ürünün birebir ölçülerinin tespit edilmesi ve bir CAD programında 3D olarak çizilmesiyle oluşturulmuştur. İmplantın orta bölgesi, aşağıdaki şekillerde de görüleceği gibi boşaltılmıştır. Alan boşaltmadaki amaç, implantın calcaneus'a monte edilmesinden sonraki kaynama sürecinde, kemik liflerinin bu alandan geçerek, daha homojen ve kalıcı bir yapının oluşmasını ve daha hızlı bir iyileşme(kaynama) sürecinin elde

edilmesini sağlamaktır. Ayrıca implantın orta kısmının boşaltılmasının, mekanik değerler ve fonksiyonellik açısından herhangi bir sakıncası tespit edilmemiştir.

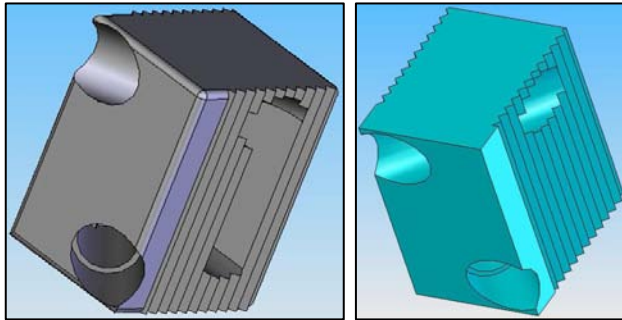
3. Sabitleyici Vida Tasarımları

2 adet titanyum vida, gerçek operasyonlarda kullanılan vida ölçülerine yakın ölçülerde tasarlanmış ve aşağıdaki şekillerde görüldüğü gibi calcaneus iki parçaya kesildikten sonra kübik implant ve parça üzerine uygun olarak monte edilmiştir.



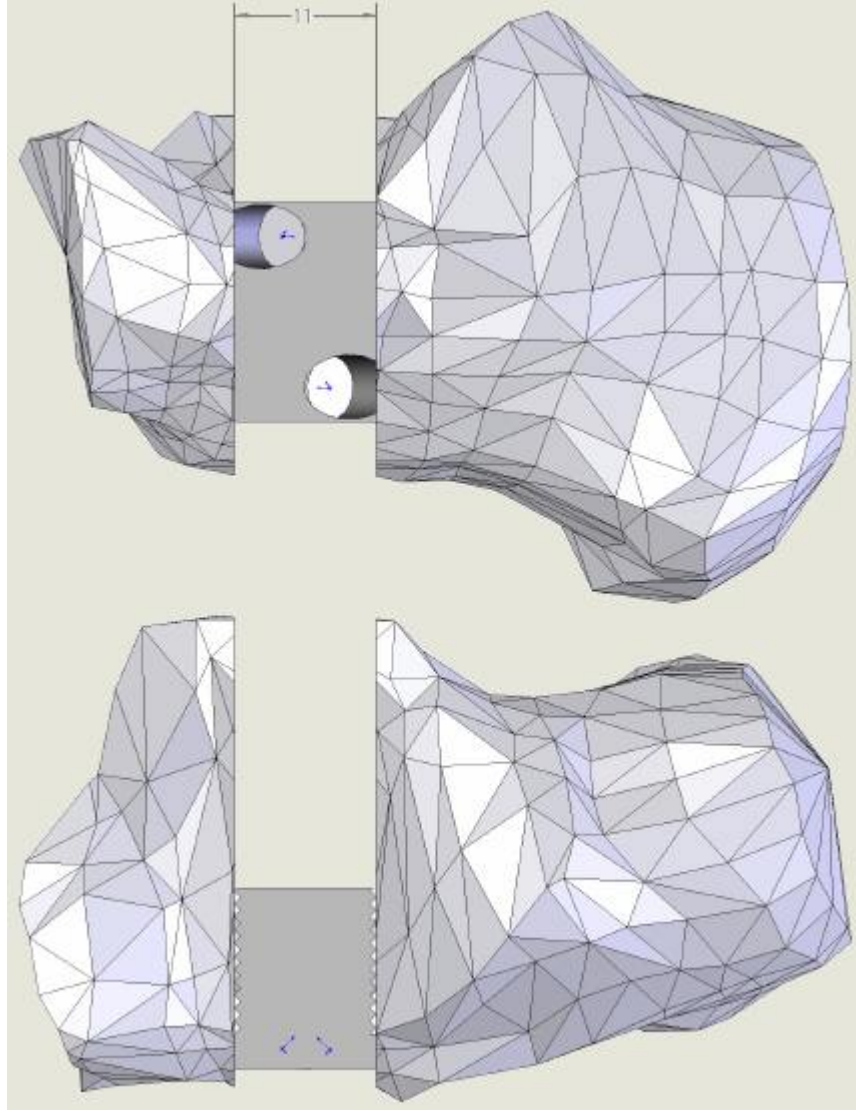
Şekil III.18 Kısaca modelleme ve montaj süreci

(Kesim öncesi kısa calcaneus, kesme işlemi, implant ve vida tasarımı ve montajı)

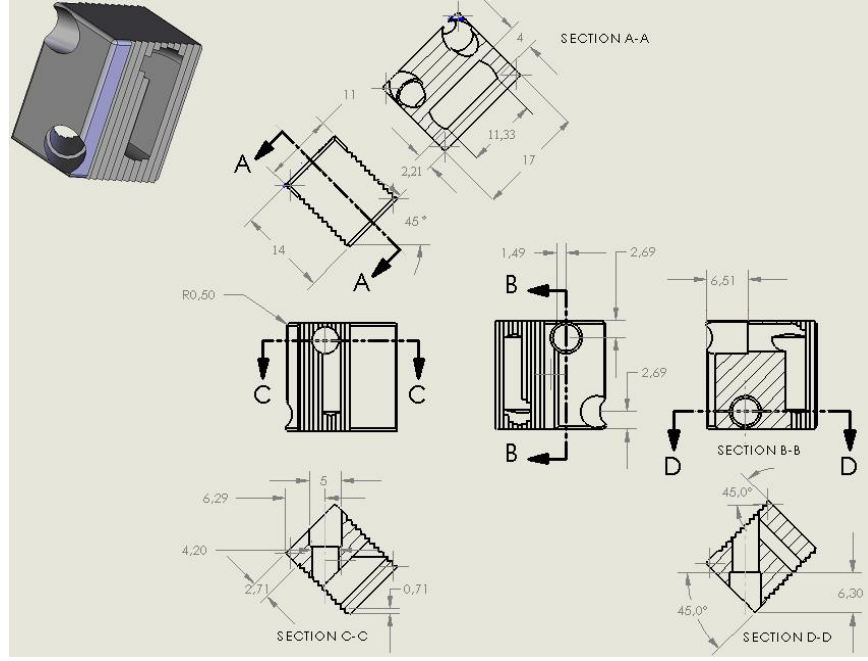


Not: Analiz yapılırken, analizi zorlaştıran radyüsler ve kübik implantın merkezinde bulunan, kemiğin kaynama ve implantı sarma sürecini kısaltmak amacıyla yapılmış olan

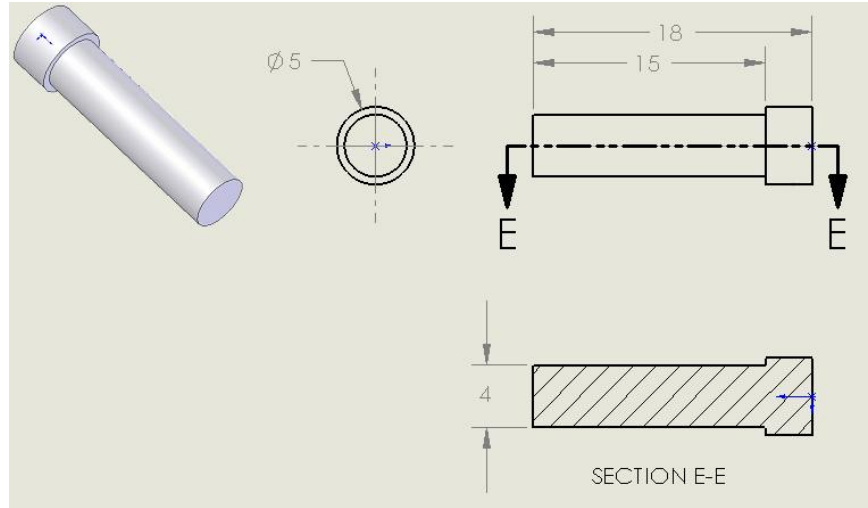
boşaltma işlemleri, dizayn ve konumlanma gereği analize etkilerinin çok düşük olacağından ve bunun yanı sıra analizin çözümünü güçleştireceğinden dolayı kaldırılmıştır, model sadeleştirilmiştir.



Şekil III.19 Calcaneus-İmplant montaj resmi



Şekil III.20 Kübik implant teknik resmi



Şekil III.21 Kübik implant teknik resmi

III.2.2.3. Malzemelerin Yapısal ve Mekanik Özelliklerinin Tayini:

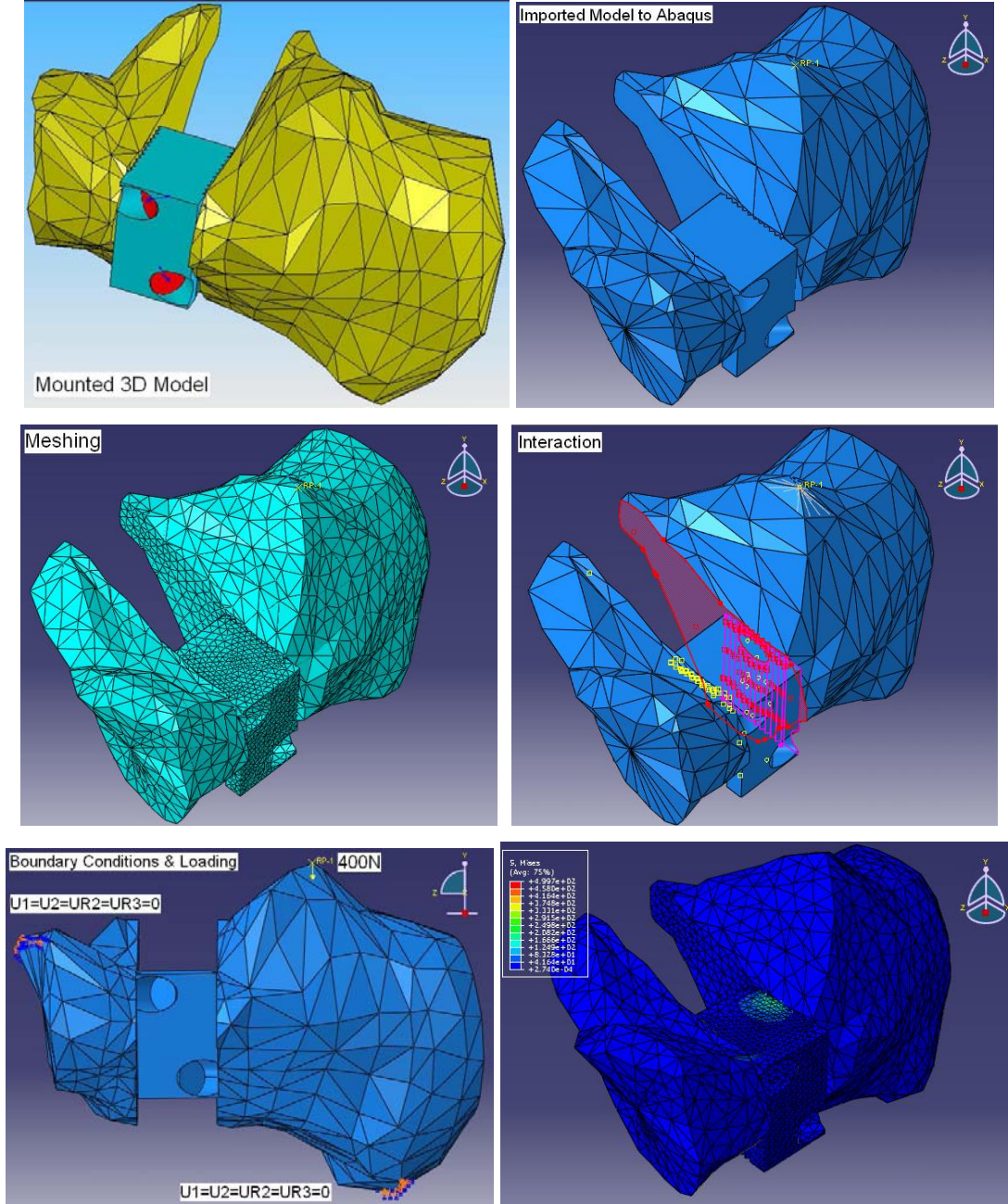
Tablo III.4 Malzeme yapısal ve mekanik özellikleri

Calcaneus'un Özellikleri	İmplantın Özellikleri	Vidaların Özellikleri
Malz.: Kemik Elastisite Modülü(E): 7300 Mpa Poisson Oranı: 0,30 σ_y : 115 Mpa σ_u : 167 MPa Plastik Uzama: (1.9%) $\rightarrow$ 0,019 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic	Malz.: Titanyum(Ti-6Al-4V) Elastisite Modülü: 114.000 Mpa Poisson Oranı: 0,32 σ_y : 880 Mpa σ_u : 950 MPa Plastik Uzama: 10% $\rightarrow$ 0,10 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic	Malz.: Titanyum(Ti-6Al-4V) Elastisite Modülü: 114.000 Mpa Poisson Oranı: 0,32 σ_y : 880 Mpa σ_u : 950 MPa Plastik Uzama: 10% $\rightarrow$ 0,10 Malz. Yapısı: Isotropic & Linear Elastic

III.2.2.4.FEA Süreci

Pleytli uygulamadaki tüm aşamalar titanyum implantlı uygulama için de geçerlidir(bkz: Bl. III.2.1.4).

FEA süreci aşağıdaki şekilde gösterilmiştir.

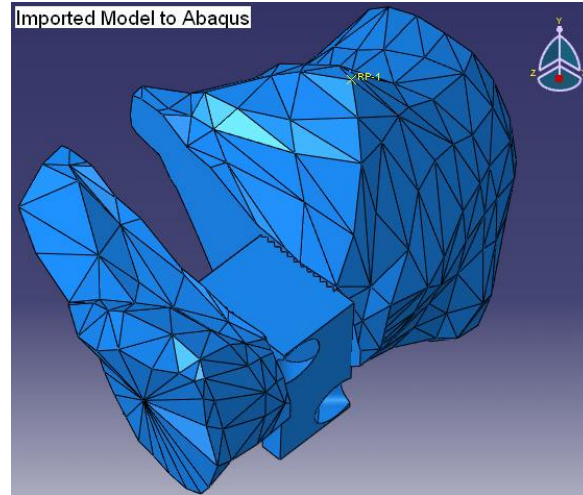


Şekil III.22 Özetle FEA süreci

III.2.2.5.DS Abaqus 6.8’de FEA Süreci Detayları

- 1- Montajlı Parçanın DS Abaqus 6.8’e Import Edilmesi
- 2- Malzeme Mekanik Özelliklerinin Girilmesi
- 3- Parçaların uygun element tiplerine göre meshlenmesi
- 4- Adım Oluşturulması
- 5- Temas Yüzeylerinin Belirtilmesi
- 6- Vida Bağlantılarının Tanıtılması
- 7- Sınır Şartlarının Tanıtılması ve Yüklemelerin Gerçekleşmesi
- 8- Görev Oluşturma
- 9- Analizin Gerçekleştirilmesi

1- Montajlı Parçanın DS Abaqus 6.8’e Import Edilmesi:



Şekil III.23 Montajlı parçanın DS Abaqus 6.8’e import edilmesi

DCP’li uygulamada olduğu gibi, DS SolidWorks’de parasolid(.x_t) formatında farklı kaydedilen montajlı parça bu haliyle DS Abaqus 6.8’e import edilmiştir.

2- Malzeme Mekanik Özelliklerinin Girilmesi

Programda, implant ve vidalar için titanyum, calcaneus için ise kemik (trabecular) malzemelerinin mekanik(elastik) değerleri girilmiştir. DCP’li ve kübik implantlı uygulamaların her ikisinde de kemik malzemesinin mekanik özellikleri trabecular olarak girilmiştir. Çünkü topuk kemiğinin sadece dış katmanında 1mm’ye yakın bir kalınlıkta cortical yapı bulunmaktadır ve bu durumun analize etkisinin çok küçük değerlerde olacağı düşünüldüğünden dolayı her iki sistemde de sadece

trabecular özellikler kullanılmıştır. Ayrıca kübik implantlı uygulamada, elastik değerlerle yapılan ilk analiz neticesinde, akma sınırının geçilmediği görüldüğü için plastik değerlerin girilmesine gerek kalmamıştır.

Programa DCP'li uygulamada olduğu gibi öncelikle malzeme mekanik özellikleri girilmiştir. DCP'li sistemden farklı olarak yukarıda da bahsedildiği gibi kübik implantlı uygulamada sadece elastik değerler girilmiştir. Kemikler için aynı değerler geçerli olmakla birlikte, kübik implant ve vidalar için ise 114,000MPa'lık young modülü ve 0.32'lik poisson oranı değerleri sisteme girilmiştir. Ardından önceki uygulamada olduğu gibi parçaların hacimleri tanıtılmış ve son olarak belirlenen hacimler, mekanik özellikleri girilen malzemelere atanmıştır ve böylece malzemeler ile bilgiler örtüştürülmüştür.

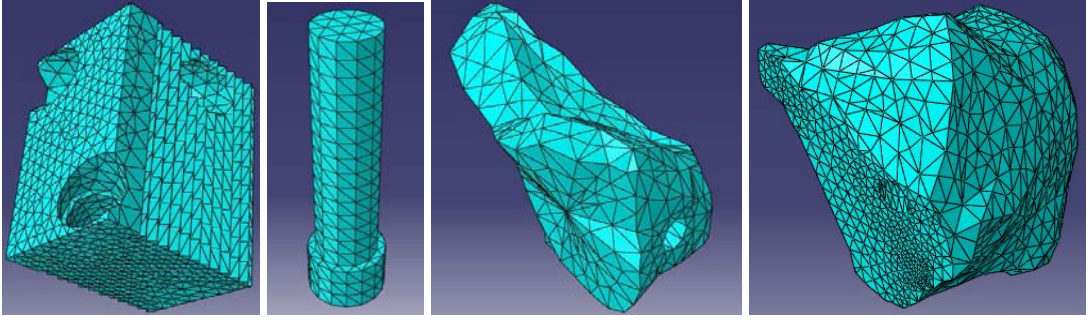
Yukarıda, malzeme oluşturma işlemleri özetle anlatılmıştır ve bu işlemler tüm malzemeler için de aynı şekilde uygulanacaktır.

3- Parçaların uygun element tiplerine göre meshlenmesi

Tüm malzemeler tetragonal-linear tipte meshlenmiştir. Meshleme esnasında öncelikle malzemelerin hangi büyüklükte meshlenecekleri tespit edilmiş, ardından hangi tipte meshleme yapılacağı belirlenmiştir(yüzeyin tipine ve önemine bağlı olarak). Son olarak element tipi belirlenmiştir ve ardından meshleme işlemi tamamlanmıştır. Bu işlemlere ek olarak malzemelerin(implant ve kemikler) bazı bölgelerinde(özellikle dar ve keskin kısımlarda, deliklerde ve bazı temasın ve dolayısıyla matematiksel çözümleme işleminin yoğun olduğu yüzey alanlarında) lokal meshleme işlemi yapılmıştır. Bu işlemlerin uygulanış maksadı, doğruya daha yakın sonuçlar elde etmektir ki bu da daha yoğun meshlemelerle birlikte iterasyon sayısının da artmasından gelmektedir.

Mesh büyüklüklerinin girilmesi esnasında, global ebatlar, vidalar için yaklaşık 1.0, kübik implant için 1.5 ve kemikler için 3.0 olarak tespit edilmiştir ve yukarıda da söz edildiği gibi bu malzemelerin(implant ve kemikler) bazı bölgelerinde lokal meshleme de uygulanmıştır.

Yukarıda da bahsedildiği gibi tüm malzemeler için mesh tipleri tetragonal-linear olarak tanıtılmıştır. Aşağıdaki şekillerde tüm parçalar meshlenmiş olarak görünmektedir.

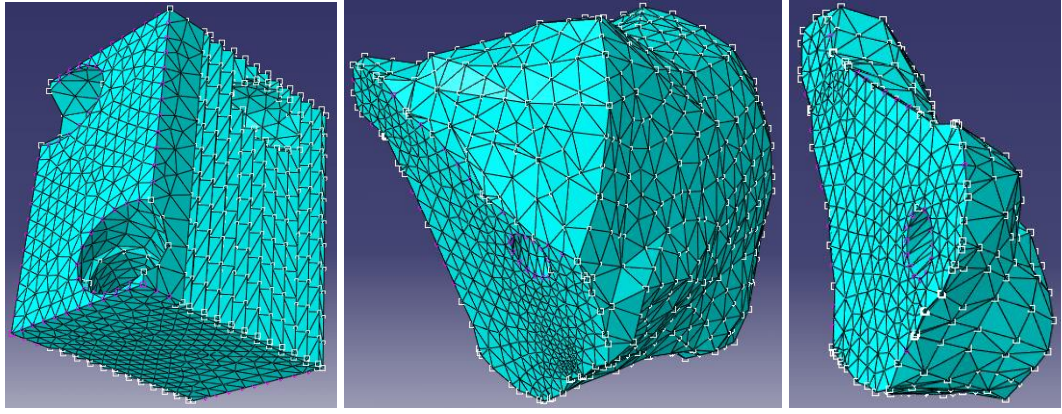


Şekil III.24 Meshlenmiş parçalar

Yukarıda da bahsedildiği gibi parçaların belirli bölgelerinde lokal meshleme yoluna gidilmiştir. Bu yöntemi uygulamanın birkaç amacı bulunmaktadır. Örneğin herhangi bir yüke maruz kalmayan yüzeylerin element büyüklüklerinin(global ebat) çok küçük olması sadece analizin çözüm süresini artıracaktır ve işlem kalabalıklığına sebebiyet verecektir. Bunun yanı sıra aktif bölgede bulunan yani deformasyona uğrama ihtimali güçlü olan ve diğer parçalarla etkileşim içinde olan yüzeylerde daha yoğun hesaplamaların yapılması ve sonuçların doğruya daha yakın olarak elde edilmesi için lokal meshleme yöntemiyle element büyüklüklerinin küçültülmesi ve dolayısıyla sayılarının artırılması uygun olacaktır ki analizde bu yola birkaç yüzeyde başvurulmuştur. Delik içlerinde, radyüs-pah ve dişler gibi küçük yüzeylerde dengesiz element tiplerinin gözlemlenmesi neticesinde de yine lokal meshleme yöntemine başvurulabilir ki bu çalışmada bu sebepten dolayı birçok kez bu yöntemle başvurulmuştur. Otomatik meshleme yaptıktan sonra delikler ve bazı küçük bölgelerde dengesiz ve çok sivri köşelere sahip elementler görüldüğü için bu elementlerin yoğunlukları lokal meshleme ile düzeltilmiştir.

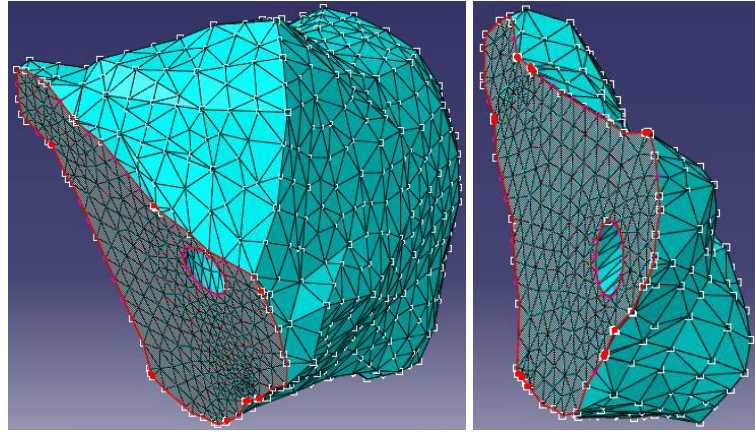
Sonlu elemanlar uygulamalarında, parça yüzeylerinde analizi kolaylaştırıcı düzeltmeler yapmak, analizi etkilemeyecek kısımları devre dışı bırakmak ve 3D modeli basitleştirmek, element tiplerini en uygun meshleme uygulamalarıyla elde etmeye çalışmak, en hızlı ve doğruya en yakın analizin gerçekleştirilmesi için çok önemlidir ve şarttır.

Aşağıdaki resimlerde bazı lokal meshleme uygulamaları gösterilmiştir. Şekillerde, parçaların bazı bölgelerinde küçük ve bazı bölgelerinde büyük elementler olduğu görülmektedir. Dikkat edileceği üzere, yüke maruz kalmayan veya çok düşük gerilmelerin oluşacağını düşünüldüğü bölgeler daha seyrek meshlenmiştir ve görüldüğü gibi buradaki elementler daha büyüktür.



Şekil III.25 Lokal hat(line) meshleme

Pembe noktalar ile gösterilen köşelerde ve delik bölgelerinde bazı lokal meshlemeler gerçekleştirilmiştir ki DCP'li uygulamada da aynı işlemler yapılmıştır.



Şekil III.26 Lokal alan meshleme

Yukarıdaki şekillerde görüldüğü gibi kemiklerin kesilen alanlarındaki mesh yoğunluğunu değiştirmek için global ebat 3.0 iken işaretli alanlarda bu değer 2.0 olarak uygulanmıştır(değiştirilmiştir).

4- Adım Oluşturulması

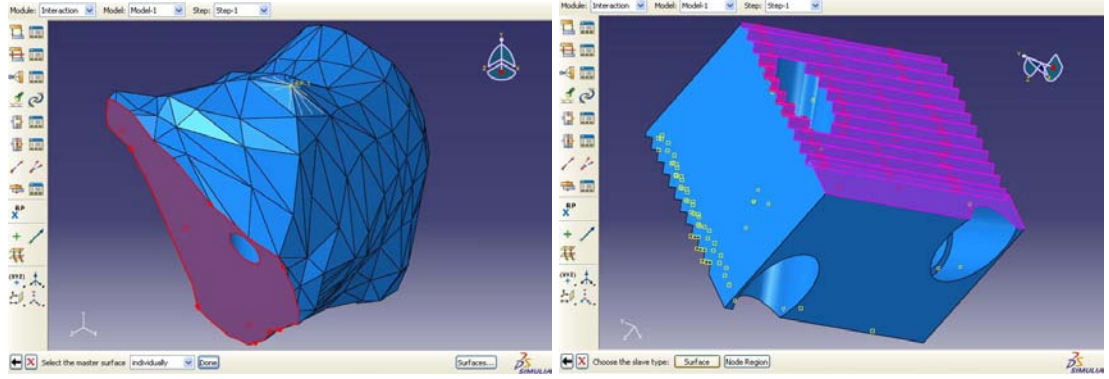
Tüm parçaların meshleme işlemlerinin ardından, zamana bağlı olmayan statik bir analiz yapılacağı bilgisi sisteme girilerek adım oluşturma işlemi tamamlanmıştır.

5- Temas Yüzeylerinin Belirtilmesi

Analiz esnasında, parçaların ve yüzeylerin birbirleri arasındaki etkileşimlerini sağlayabilmek için yüzey yüzeye temas eden bölümler programda tanımlanmıştır. Bu yüzeyler iki tane olmakla birlikte kemikler ve kübik implant arasındadır.

Öncelikle I. temas tespit yüzeyleri tanıtılmış ve ardından aynı işlem bir kez de II. temas yüzeyi için uygulanmıştır. Bu işlemler uygulanırken seçilen adım türü yüzey yüzeye(face to face) temastır. Yani nodlar ile yüzeyler arasında veya başka tiplerde bir temas mevcut değildir.

Bu işlemin ardından temas yüzeyler arasında önce master(efendi, ana yüzey) yüzeyi ve ardından slave yüzeyleri seçilmiştir. Master yüzeyler aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi kırmızı ve slave(köle, karşı yüzey) yüzeyler pembe olarak tanımlıdır.



Şekil III.27 Temas yüzeylerinin tanıtılması(master ve slave yüzey seçimi)

Yukarıda görülen büyük kemik parçası ile implant arasında görülen temas tanımlama işlemleri küçük kemik parçası ile implant arasında da aynı şekilde uygulanmıştır.

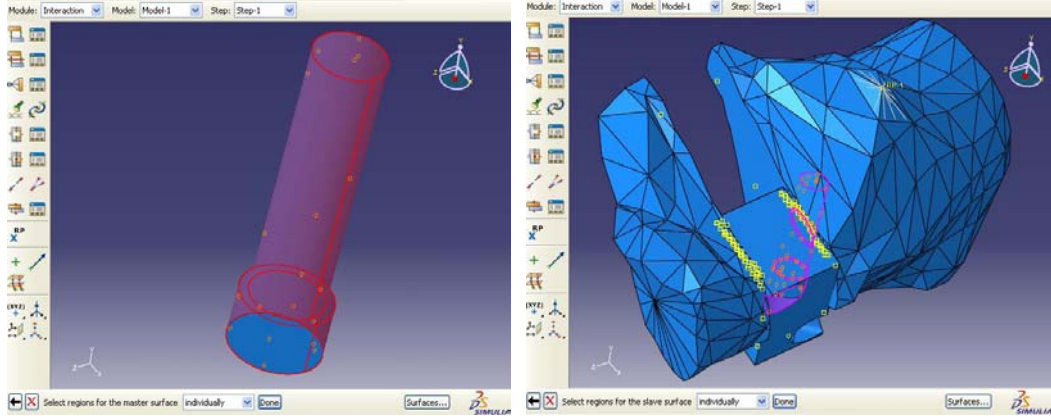
Bu işlemlerin ardından, malzemeler arasında 0.1'lik bir sürtünme katsayısı değeri girilmiştir ki bu değer girilmediği takdirde malzemelerin birbirine olan etkileşimleri mantıksal sınırlar içerisinde kalmayacaktır. Kaldığı kemik ve titanyum malzemeler arasında sıfır sürtünmeden bahsetmek olanaksızdır. Burada yumuşak dokunun ve ayak içinde bulunan sıvı maddelerin sürtünmeyi azaltıcı etkileri analize yansıtılmamıştır, kaldı ki iki farklı sistemin karşılaştırılmasında bu özelliklerin her iki sistem için uygulanıp uygulanmaması(analizde eşitlik ilkesi) asıl önemli olanıdır.

6- Vida Bağlantılarının Tanıtılması

Vidalar ile bağlandıkları kısımları birbiriyle ilişkilendirmek için, programın temas bilgileri kısmında, zorlamaların gerçekleştiği vida erkek dişlerinin(varsayım), kemik üzerinde açılmış dişi dişleriyle(varsayım) olan temas yüzeyleri seçilerek bu yüzeyler birbirine bağlanmıştır. Sonlu elemanlar mantığı gereği, önceki uygulamada da olduğu gibi bu aşamada da gerçek bir vida modelinin kullanılmasına gerek duyulmamıştır. Çünkü burada vida dişlerine gelen yüklerden öte, sabitlemeler

neticesinde kemiklerde oluşan deformasyonlar incelenmiştir. Fakat vidaların çok zorlandığı, mesela bir taşıma sistemi incelenmiş olsaydı, kesinlikle vida ve vida dişlerinin de incelenmesi ve de birebir vida modeli oluşturulması gerekirdi.

Aşağıda, vida ve bağlanacağı implant ve kemiğe ait yüzeyler gösterilmiştir.



Şekil III.28 Vida ile implant ve kemik arasındaki master ve slave yüzey seçimi

Buradaki kırmızı-master(efendi, ana yüzey) ve pembe-slave(köle, karşı yüzey) yüzeylerin seçim işlemi her iki vida ve bağlandığı yüzeyler için aynı şekilde gerçekleştirilmiştir.

7- Sınır Şartlarının Tanıtılması ve Yüklemelerin Gerçekleşmesi

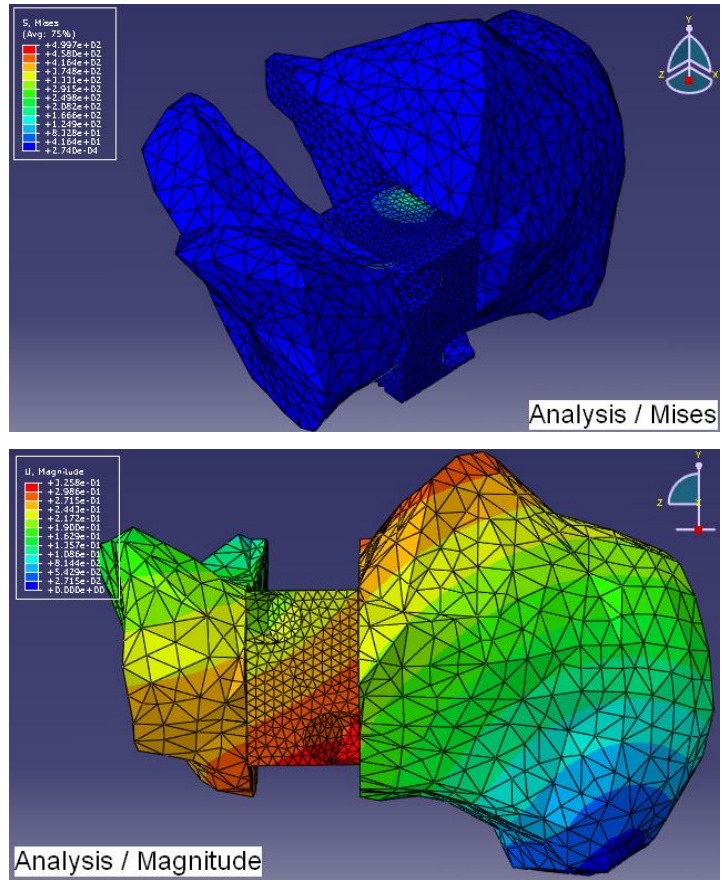
Sınır şartlarının tayin edilmesi ve yükleme işlemleri ile ilgili hususlar DCP'li uygulamadakinin aynıdır.

8- Görev Oluşturma

Bu aşamada görev ve görevin adı tanımlanmıştır.

9- Analizin Gerçekleştirilmesi

Yukarıda anlatılan sekiz maddelik işlemler sinsilesinden sonra analiz gerçekleştirilmiştir ve özetle analiz sonuçları aşağıdaki gibidir. Detaylı açıklamalar ve değerlendirmeler ise DCP'li analiz sonuçlarıyla birlikte son bölümdeki kıyaslamada(bkz: Bölüm IV.) verilmiştir.



Şekil III.29 Gerilme ve deformasyon sonuçları

BÖLÜM IV

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

IV.1. İKİ FARKLI UYGULAMANIN KIYASLANMASI

Daha önceden uygulanmış ve günümüzde de kullanılmaya devam eden DCP'li yöntem ile üzerinde çalışma yapmış olduğumuz kalıcı titanyum implantlı yöntemler arasındaki farklılıkları Şekil Şekil IV.8 - Şekil IV 9 ve Şekil IV.1 - Şekil IV.5'de vurgulu şekilde görmek mümkündür. Bu resimlerde malzemenin verdiği tepkiler iki farklı değerlendirmeye ölçülmekte ve sonuçlar resimlerin sol üst köşesinde bulunan dinamik tabloda görülmektedir. İncenen başlıkların birincisi U, Magnitude(Spatial Displacement at Nodes), yani nodların(parçalarında denilebilir) yer değişimidir ve ikincisi S, Misses(Stres Components at Integration Points), ise entegrasyon noktalarındaki gerilme dağılımlarıdır.

DCP'li yöntemin S, Misses(gerilme dağılımları) sonuçlarını inceleyecek olursak; genellikle mavi ve tonları renkler görmektedir ki burada bu durumun stabil bir durum olduğunu hemen söylemek mümkün değildir. Çünkü burada, vidaların, iki parçayı tam olarak sabitleyemediğini, bu parçaların belirli hareket serbestliklerine(vida eksenlerinde dönme hareketleri) sahip olduklarını ve bu sebepten dolayı parça üzerinde çok fazla gerilme oluşmadığını söylemek mümkündür. Ayrıca, parçaya yansımayan gerilmelerin ayak doku ve kas yapısına yansıtacağını söylemek de mümkündür. Etkinin karşılığını alacağı tepkiyi maalesef burada insan ayağında(kaslarda, doku tabakalarda ve kemiklerde) oluşması muhtemel acılar vermektedir.

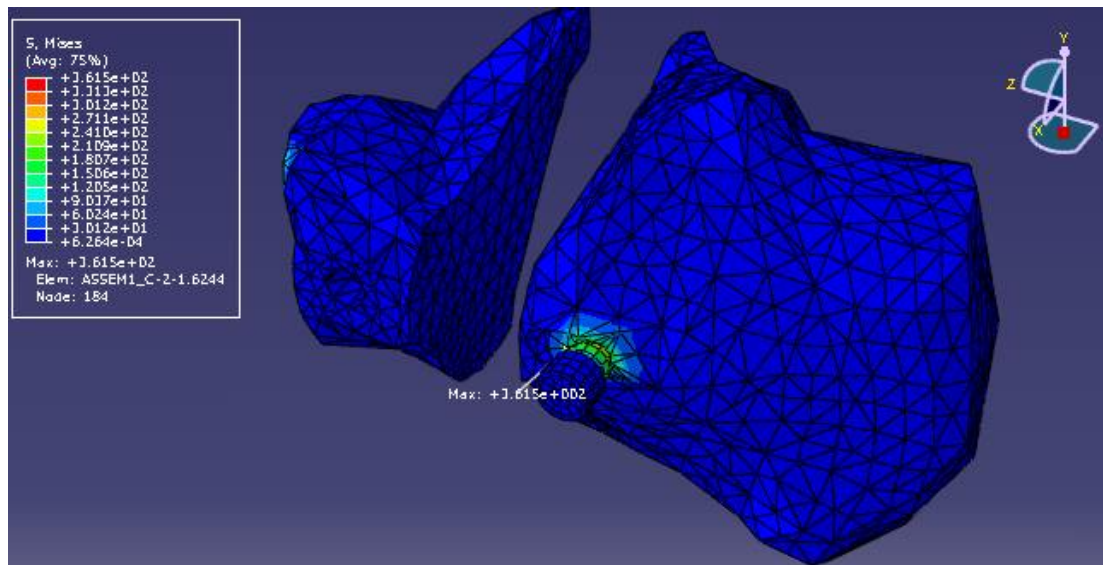
Kalıcı Titanyum İmplant'lı yöntemin S, Misses sonuçlarını inceleyecek olursak; gerilme kuvvetlerinin, tüm parçalarda tam olmasa da homojen şekilde oluştuğu görülmektedir. Gerilmelerin tüm parçalara dağılmasının sebebi implant tasarımının ve konumlandırılmasının uygunluğundan gelmektedir. Bu bağlamda, kuvvetlerin büyük kısmının kemik ve imlantın üzerine geldiğini, doku ve kas

sisteminde herhangi ek bir gerilme bölgesi oluşmasına sebebiyet verilmediğini söylemek mümkündür.

DCP’li yöntemin U, Magnitude(nodların yerdeğiştirmesi, deplasman) sonuçlarını inceleyecek olursak; kırmızı bölgelerin çokluğu bize bu parçanın yeteri kadar rijit olmayan bir parça ve bu yöntemin yeteri kadar sağlıklı olmayan bir yöntem olduğunu göstermektedir. Kesilen kemikleri tam olarak sabitleyemeyen bir plakanın kullanıldığı bu yöntemin, uygulandığı hastada yaratacağı ağrı miktarı da dikkate değerdir. Şekil IV.8’de görülen en koyu kırmızı şeritlerin 0.529mm yer değıştirdiğı görülmektedir. Sistemdeki en büyük deplasmanın(0.529mm) oluştuğı bölge Şekil IV.10’da daha da net görünmektedir).

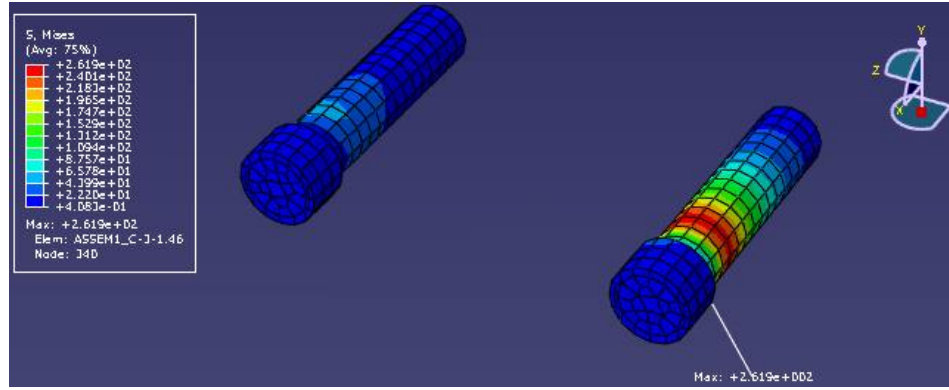
Kalıcı Titanyum İmplantlı yöntemin U, Magnitude sonuçlarını inceleyecek olursak; kırmızı bölgelerin azlığı, bize bu parçanın yeteri miktarda rijit bir parça olduğunu ve bu yöntemin DCP’li yöntemle göre çok daha stabil ve sağlıklı bir yöntem olduğunu göstermektedir. Kesilen kemikleri yeteri miktarda sabitlemeyi başaran bir implantın kullanıldığı bu yöntemin, uygulandığı hastada yaratacağı ağrı miktarı sıfıra yakındır. Şekil IV.9’da görülen en koyu kırmızı şeritlerin 0.325mm yer değıştirdiğı görülmektedir. Ayak kemik, kas ve doku yapılarının bu kırmızı bölgeleri çok daha küçülteceğı de aşıkardır. Sistemdeki en büyük deplasmanın(0.325mm) oluştuğı bölge Şekil IV.10’da daha da net görünmektedir).

IV.1.1. DCP’de S, Misses Gerilmeleri



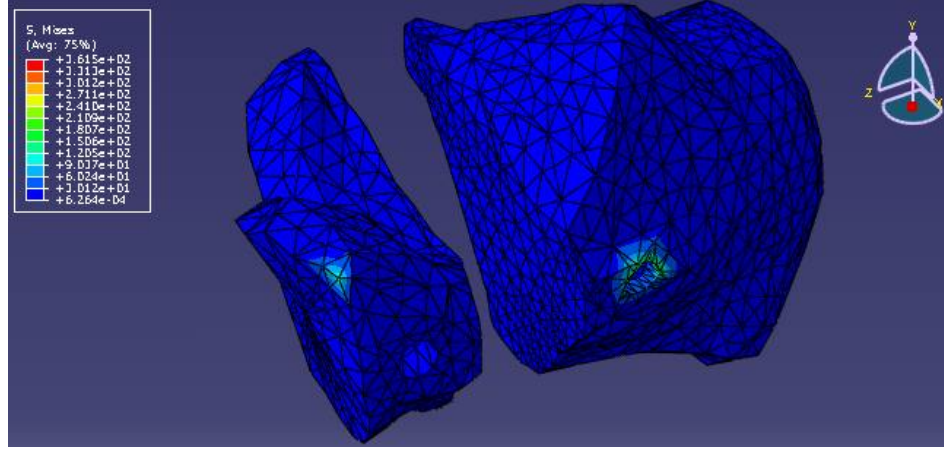
Şekil IV.1 S, Misses maksimum gerilme değeri – resim 1

Şekil IV.1’de görüldüğü gibi DCP’li sistemde en büyük gerilme değerine sahip parça calcaneusun büyük parçasıdır. Bu gerilme değeri 361 MPa gibi büyük bir basınç değeri gibi görünse de, bu değerin(basıncın) oluştuğu etki alanı çok küçüktür ve bu sebepten dolayı gerilme kaynaklı deformasyon da sınırlıdır. Bu değerin çok büyük gelmesinin sebebi ise, iğne etkisi olarak bilinen çok küçük bir alana küçük bir kuvvetin uygulanmasıdır. Burada yük ne kadar küçük olursa olsun alan çok küçük ise oluşacak basınç da bir o kadar büyük olacaktır. İğne ucunun insana teması esnasında ortaya çıkan refleks de aslında sadece iğne ucunun sivriliğinden dolayı değil, iğne ucunun yüzey alanının küçüklüğü sebebiyle oluşan büyük basınç kuvvetinden dolayıdır. Burada da, insan vücudundaki gibi lokal bir ağırı söz konusudur ve sistemin genelini etkilemez. Ayrıca bu büyük basınç değeri kemiğin içinde bulunan bir elementte oluştuğu için ortadan kaldırılamamıştır. Basınç değerlerinin bulunduğu resmin sol üst köşesinde bulunan tablodan da görüleceği gibi renk spektrumu genelde yeşil ve alt tonlarında görülmektedir. Bu renk spektrumundan da anlaşılan, yüksek basıncın iç elementlerden birinde olduğu ve sistemin genelinde böyle bir durumun hakim olmadığıdır. Yüksek etki bölgesi küçük dahi olsa burada 167Mpa’ın üzerinde bir gerilme oluştuğu için plastik şekil değiştirme meydana geldiğini de söyleyebiliriz.



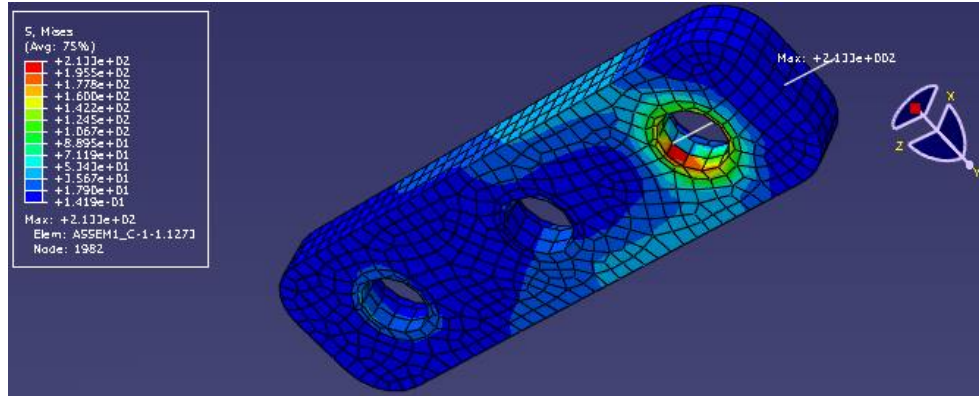
Şekil IV.2 S, Misses maksimum gerilme değeri – resim 2

Büyük ve küçük kemiklere yük binmeye başladığı andan itibaren vidalarda kesme gerilmeleri oluşmaya başlamıştır. Burada yüke en çok maruz kalan vida yükün uygulandığı büyük parçaya bağlı olan vidadır ve ortaya çıkan gerilme değeri 261 MPa’dır. Buradan, ortaya çıkan değerin, parçanın akma sınırının(250Mpa) hemen üzerinde olmasından dolayı çok küçük bir plastik şekil değişikliği oluşturduğu kanısına varılabilir. Burada asıl tehlikeli olan, hastanın bu implantı(DCP) birkaç hafta boyunca taşıyacağı ve bu süre zarfında kesme gerilmelerinin büyüüp önce vida stresinin artmasına ve akabinde de bu oluşan deformasyonların insan deri ve dokusuna zarar verebilecek boyutlara ulaşmasıdır.



Şekil IV.3 Calcaneus'un büyük ve küçük parçalarındaki S, Misses gerilme değerleri

Şekil IV.3'de de görüldüğü gibi yukarıda bahsedilen yeşil ve altı tonlardaki renk demetleri açıkça görülmektedir. Ayrıca küçük kemikte oluşan stresin 113 MPa olduğunu ve elastik şekil değiştirdiğini de söyleyebiliriz.



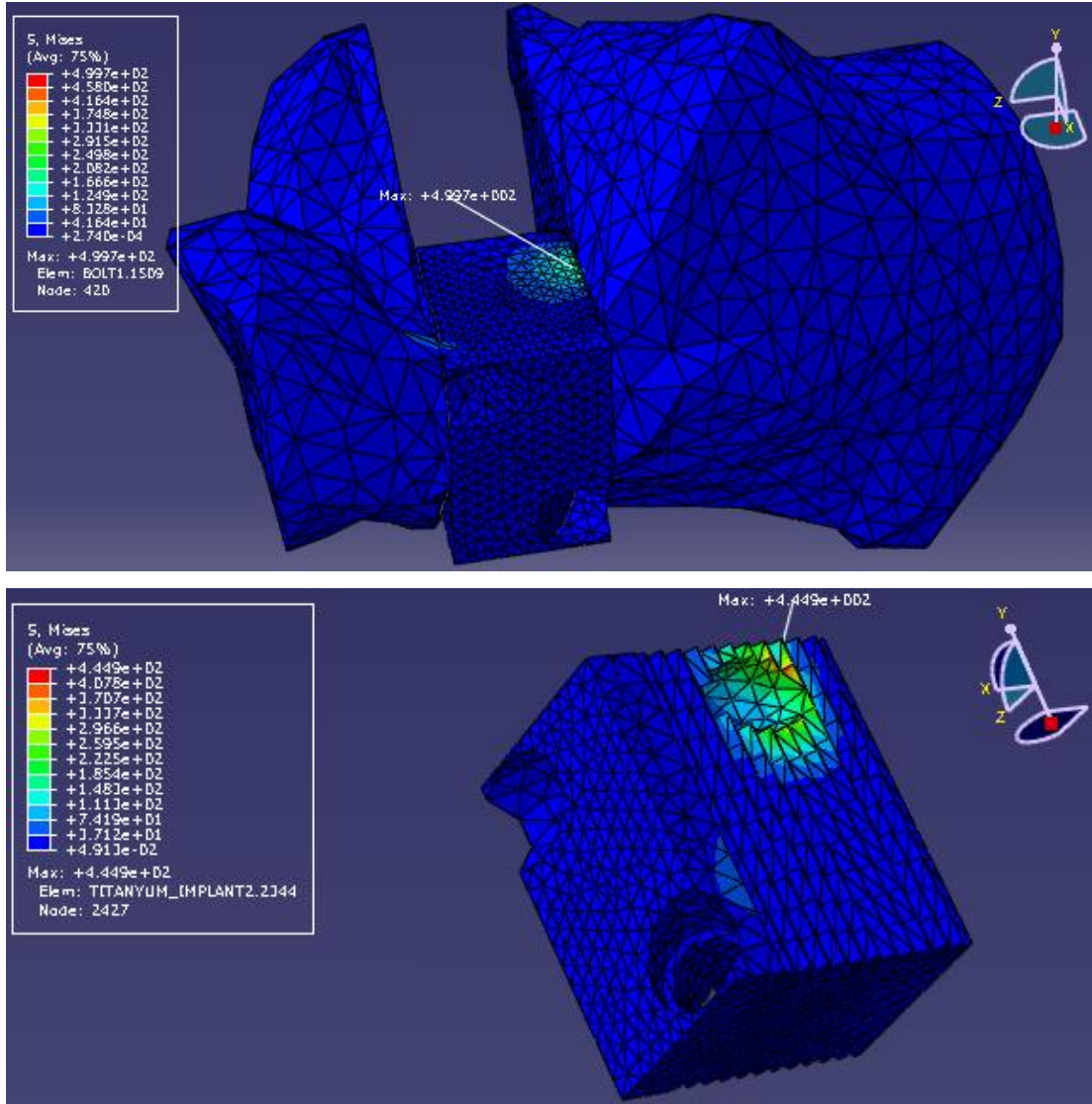
Şekil IV.4 DCP üzerinde oluşan maksimum S, Misses gerilme değeri

Şekil IV.4'de de görüldüğü gibi DCP'de oluşan gerilme değeri 213 MPa'dır ve burada elastik şekil değiştirme olduğu söylenebilir. DCP üzerinde, vidada oluşan kesme kuvvetlerinin etkisini de açıkça görebiliriz.

Tablo IV.1 DCP'li uygulamada parçalarda oluşan gerilmeler ve etkileri

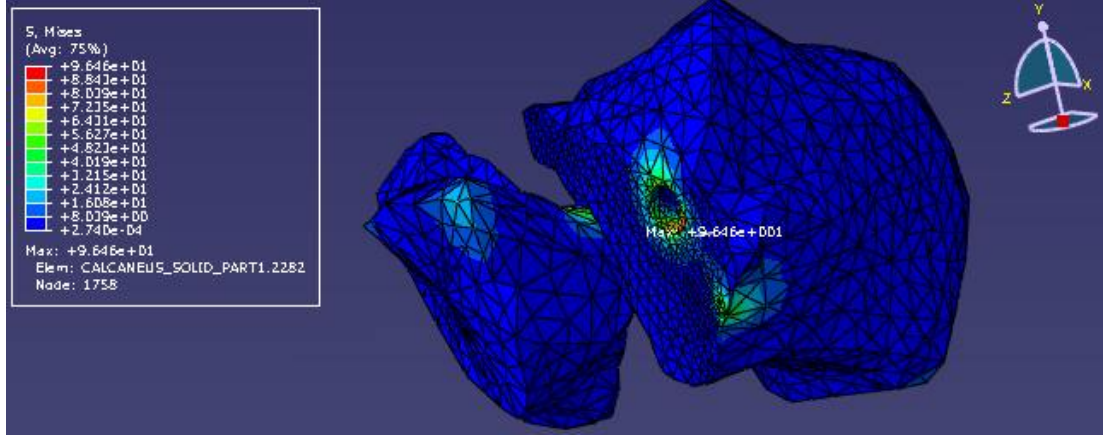
DCP'li Uygulamada Parçalarda Oluşan Gerilmeler ve Etkileri				
Calcaneus Büyük Parça	Calcaneus Küçük Parça	DCP	1. Vida (Büyük Parçadaki)	2. Vida (Küçük Parçadaki)
361Mpa > 167 MPa	113MPa	213MPa	261MPa > 250Mpa	63 MPa
Plastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme	Plastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme

IV.1.2. Kübik İmplant'ta S, Misses Gerilmeleri



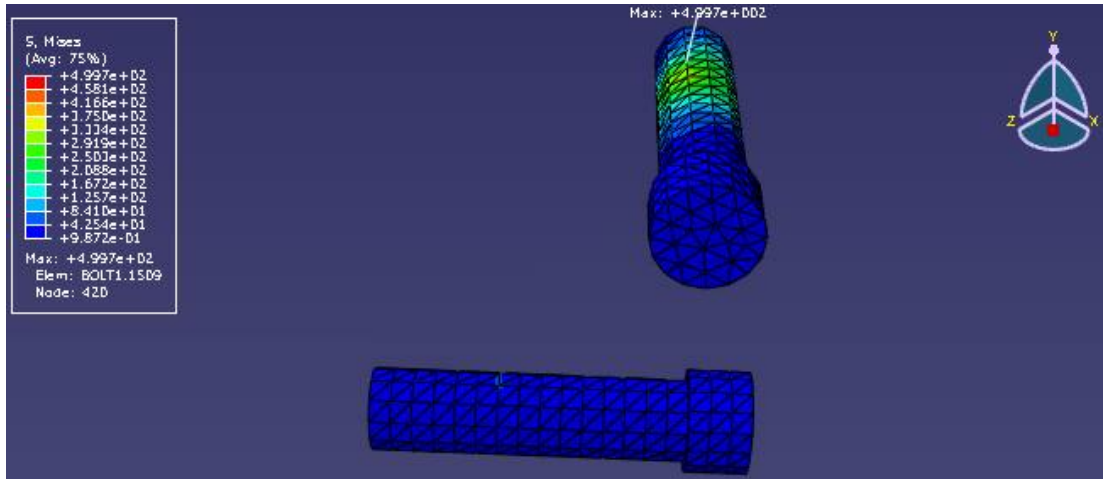
Şekil IV.5 İmplant üzerindeki maksimum gerilme

Şekil IV.5'den de görüleceği gibi kübik implantta oluşan maksimum gerilme değeri 444MPa'dır ve bu değer akma sınırının altındadır. Fakat buna rağmen ortaya çıkan gerilme değerinin yüksek olduğu söylenebilir. Bunun sebebi ise yukarıdaki satırlarda anlatılan iğne etkisidir. Burada en büyük etki yine parçanın iç bölgelerinde bulunan bir elementte meydana gelmiştir, fakat gerilme değerlerini arttıran bir diğer faktör de kavramayı iyileştirmek için yapılmış olan dişler ve bu dişlere ait küçük yüzeyler ve keskin kenarlardır.



Şekil IV.6 Calcaneus'un her iki parçasındaki elastik şekil değiştirme

Şekil IV.6'da görüldüğü gibi calcaneusa ait her iki parçanın çeşitli bölgelerinde gerilmeler oluşmuştur. Burada deliklerdeki gerilmeler dışında, küçük parçanın ön üst kısmında başka bir kemik sistemiyle temasta oluşan gerilmeler ve her iki parçanın birer bölgesinde de implantın teması sonucu oluşmuş gerilmeler bulunmaktadır. Burada büyük parçadaki gerilme 96MPa ve küçük parçadaki gerilme 63Mpa'dır. Her iki parça da elastik sınırın içindedir ve herhangi bir plastik şekil değiştirme söz konusu değildir.



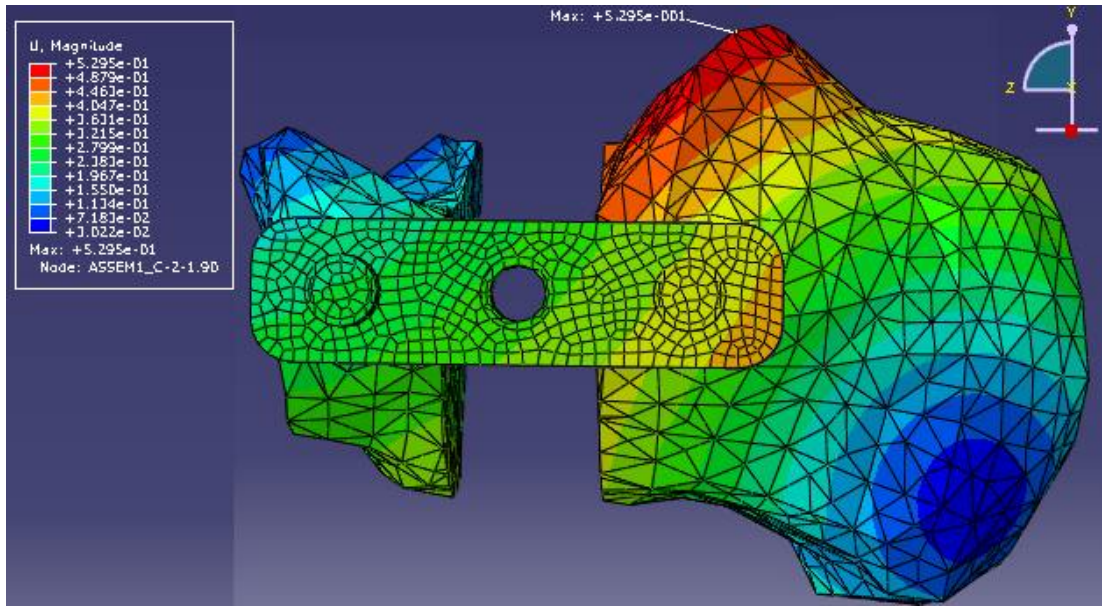
Şekil IV.7 Vidalarda oluşan maksimum gerilmeler

Şekil IV.7'de de görüldüğü gibi vidalardaki maksimum stres büyük calcaneus tarafındaki vidada oluşmuştur ve 499MPa'dır. Diğer vidadaki gerilme değeri ise 60MPa'dır. Bu durumda her iki sistemde de elastik şekil değiştirme söz konusudur denilebilir fakat yükün büyük bölümünü tek vidaya binmesi önceki sistemde olduğu gibi bir handikaptır.

Tablo IV.2 Kübik implantlı uygulamada parçalarda oluşan gerilmeler ve etkileri

Kübik İmplantlı Uygulamada Parçalarda Oluşan Gerilmeler ve Etkileri				
Calcaneus Büyük Parça	Calcaneus Küçük Parça	Kübik İmplant	1. Vida (Büyük Parçadaki)	2. Vida (Küçük Parçadaki)
96 MPa	63 MPa	444 MPa	499 MPa	60 MPa
Elastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme	Elastik Şekil Değiştirme

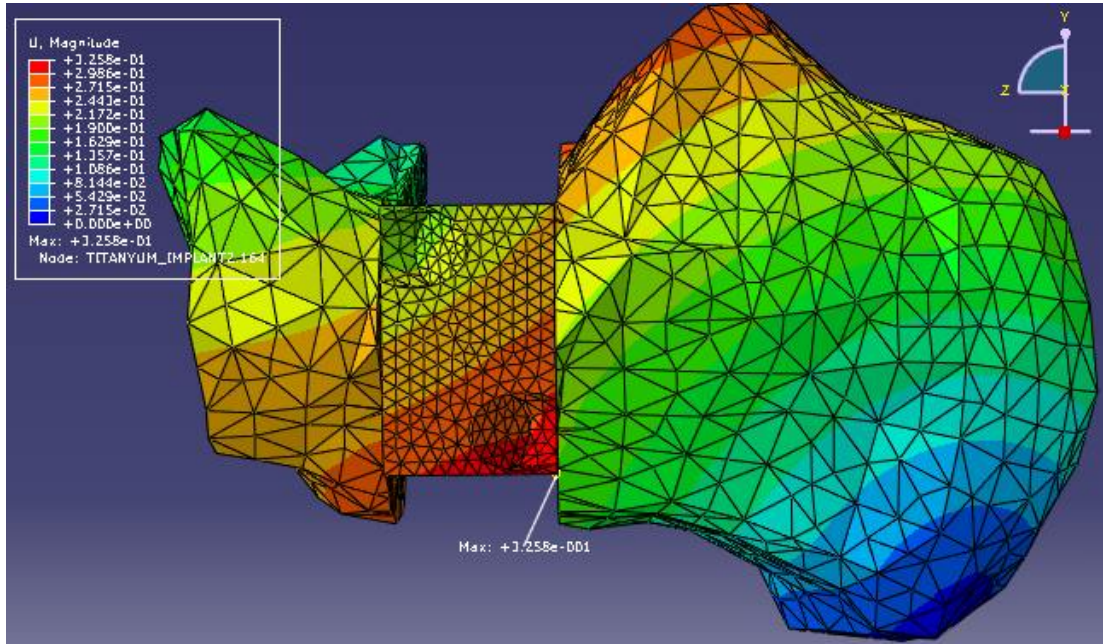
IV.1.3. DCP'de U, Magnitude Deformasyon Değerler



Şekil IV.8 DCP'li uygulamadaki maksimum deformasyon

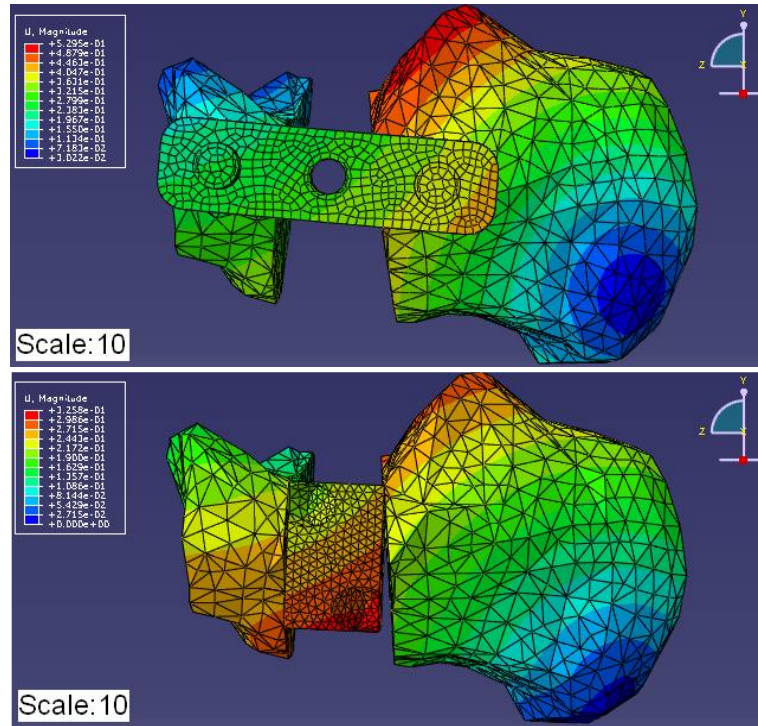
Yukarıdaki şekilden de anlaşılacağı gibi DCP'li sistemdeki maksimum deformasyon(deplasman) 0.529mm'dir. Bu değer ve kübik implantlı sistemdeki değerler arasındaki kıyaslama yukarıdaki bölümlerde anlatılmıştır. Tekrar etmek gerekirse ve aşağıdaki sonuçlardan da anlaşılacağı gibi, kübik implantlı sistem daha stabildir ve deformasyon değerleri de daha düşüktür.

IV.1.4. Kübik İmplant'ta U, Magnitude Deformasyon Değerleri



Şekil IV.9 Kübik implantlı uygulamadaki maksimum deformasyon

Yukarıdaki şekilden de anlaşılacağı gibi kübik implantlı sistemdeki maksimum deformasyon(deplasman) 0.325mm'dir. Bu değer ve DCP'li sistemdeki değerler arasındaki kıyaslama yukarıdaki bölümlerde anlatılmıştır. Tekrar etmek gerekirse ve aşağıdaki sonuçlardan da anlaşılacağı gibi, kübik implantlı sistem daha rijittir. ve deformasyon değerleri de daha düşüktür.



Şekil IV.10 İmplantlı sistemlerdeki deformasyonların 10 kat abartılı görüntüleri

Tablo IV.3 DCP ve kübik implantlı sistemlerin maksimum deformasyonları

DCP ve KÜBİK İMPLANTLI SİSTEMLERİN MAKSİMUM DEFORMASYONLARI	
DCP	KÜBİK İMPLANT
0.529mm	0.325mm

IV.2. DCP'Lİ VE KÜBİK İMPLANTLI ANALİZ VERİLERİ

IV.2.1. DCP

Toplam Element Sayısı.....	23966
Kişi ve Tie ile Oluşturulmuş Element Sayısı.....	20334
Temaslar İçin Oluşturulmuş İçsel Elementler	3632
Node Sayısı.....	92720
Kişi Tarafından Oluşturulmuş Node Sayısı.....	30619
Program Tarafından Oluşturulmuş İçsel Node Sayısı.....	62101
Modeldeki Değişkenlerin Toplam Sayısı.....	230841

Çalışma Özeti

Kullanıcı Süresi (s)	=	23.400
Sistem Zamanı (s)	=	1.1000
Toplam CPU Zamanı (s)	=	24.500
Duvar saati süresi (s)	=	29

Tablo IV.4 DCP – Hafıza Değerlendirme

HAFIZA DEĞERLENDİRME			
Süreç	İterasyondaki PT Operasyon Değişkeni	Gerekli Minimum Hafıza (MBYTES)	Minimize Etmek İçin Hafıza I/O (MBYTES)
1	9.48E+010	253	1038

IV.2.2. Kübik İmplant

Toplam Element Sayısı	36200
Kişi ve Tie ile Oluşturulmuş Element Sayısı	32930
Temaslar İçin Oluşturulmuş İçsel Elementler.....	3270
Node Sayısı	17911
Kişi Tarafından Oluşturulmuş Node Sayısı	7453
Program Tarafından Oluşturulmuş İçsel Node Sayısı	10458
Modeldeki Değişkenlerin Toplam Sayısı	36132

Çalışma Özeti

Kullanıcı Süresi (s)	=	24.500
Sistem Zamanı (s)	=	0.90000
Toplam CPU Zamanı (s)	=	25.400
Duvar saati süresi (s)	=	29

Tablo IV.5 Kübik İmplant – Hafıza Değerlendirme

HAFIZA DEĞERLENDİRME			
Süreç	İterasyondaki PT Operasyon Değişkeni	Gerekli Minimum Hafıza (MBYTES)	Minimize Etmek İçin Hafıza I/O (MBYTES)
1	2.82E+010	76	369

KAYNAKLAR

- [1] Chi TD, Toolan BC, Sangeorzan BJ, Hansen ST, Jr., The lateral column lengthening and medial column stabilization procedures. Clinical Orthopaedics and related Research. 1999, Vol. 365, pp.81-90
- [2] Andreacchio A, Orellana CA, Miller F, Bowen TR. Lateral column lengthening as treatment for planovalgus foot deformity in ambulatory children with spastic cerebral palsy, J Pediatric Orthopaedics. 2000, Vol. 20, No: 4, pp. 501-5.
- [3] Danko AM, Allen B Jr, Pugh L, Stasikelis P., Early graft failure in lateral column lengthening, J Pediatric Orthopaedics. 2004, Vol: 24, No: 6, pp: 716-20
- [4] Dinucci KR, Christensen JC, Dinucci KA., Biomechanical consequences of lateral column lengthening of the calcaneus: Part I. Long plantar ligament strain, J Foot Ankle Surgery, 2004, Vol: 43, No: 1, pp: 10-5
- [5] Helwany S, Applied Soil Mechanics with ABAQUS 6.8 Applications, John Wiley & Sons, Incorporated. 5 April 2007, No: 1, pp: 400-1
- [6] Müjde SEVİMAY, Oğuz ERASLAN, Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU. İmplantlar Arası farklı mesafelerin endoosseöz implantlar etrafındaki stres dağılımına etkisinin incelenmesi. SÜ Dişhek Fak Derg, 2007; 16:28-32
- [7] Akif KAYITÇIOĞLU, Tevhit KIZILKAYA. Farklı Açılarda Yerleştirilmiş Kalça Kırığı Protezlerinin Ansys'te Modellenmesi Ve Gerilme Analizi. DEÜ Müh. Fak., Mak. Müh. Bl. Bitirme Tezi, Haziran, 2002
- [8] P. J. Antunes(1*), G. R. Dias(1), A.T. Coelho(2), F. Rebelo(3) and T. Pereira(4). Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model. February, 2007.
- [9] Pleyt Tasarımı
http://www.orthopaedics-implants.com/quarter_tubular_plates.htm
- [10] Mechanical Properties of Bone
http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm#mechanics
- [11] Mechanical Properties of Stainless Steel(316, Austenitic)
AO Foundation, New Products from AO Development(article), News-Number2-2003, issued:December 2003

http://www.aofoundation.com/AOFileServer/PortalFiles?FilePath=/Extranet2007/active/_att/wor/act/tk_news_04.pdf

[12] Mechanical Properties of Stainless Steel(316, Austenitic)

<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=6a6ed08ba3d34b56a45af5fcc28251f5>

[13] Mechanical properties of titanium

http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_titanium.htm

[14] Mechanical properties of titanium

Strength, Fatigue, and Fracture Toughness of Ti -6Al-4V Liner From a Composite Over-Wrapped Pressure Vessel, NASA/TM—2008-215147, March 2008

Jonathan A. Salem, Brad Lerch, John C. Thesken, and Jim Sutter, Glenn Research Center, Cleveland, Ohio

Richard Russel, Kennedy Space Center, Kennedy Space Center, Florida

http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20080015548_2008014422.pdf

[15] Mechanical properties of titanium

<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=a0655d261898456b958e5f825ae85390>

[16]

http://www.mekatronikkulubu.org/40_soruda_marc_mentat_ile_sonlu_elemanlar_analizi

[17] www.lifemodeler.com

[18] DS ABAQUS User's Manual, Version 6.8, 2008.

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi	10.07.1982
Doğum Yeri	Malatya
Lise	1996-1999 Yakacık Endüstri Meslek Lisesi, Kartal, İstanbul
Lisans	2001-2005 Marmara Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Makine Öğretmenliği(Bölüm ikinciliği) Bitirme Tezi / İş Sağlığı ve Güvenliği
Askerlik Vazifesi	2005-2006
Yüksek Lisans	2006-2009 Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Mekatronik Bölümü

Çalıştığı Kurumlar

2007 - 2008	Hidroser A.Ş. , Ümraniye, İstanbul; Proje ve Satış Mühendisi (Hidrolik)
2008 -	Sinter Metal İmalat Sanayi A.Ş., Ümraniye, İstanbul; Eğitim Sorumlusu ve Proses Mühendisi(devam ediyor)