T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SERVİKAL OMURGANIN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Kaan NAMAL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Konstrüksiyon Programı

Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Eş Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Berna BOLAT

Temmuz, 2020

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SERVİKAL OMURGANIN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Kaan NAMAL tarafından hazırlanan tez çalışması 20.07.2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğretim Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ Yıldız Teknik Üniversitesi Danışman	Dr. Öğretim Üyesi Berna BOLAT Yıldız Teknik Üniversitesi Eş Danışman

Jüri Üyeleri

Dr. Öğretim Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİTAŞ, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Dr. Öğretim Üyesi Muharrem ERDEM BOĞOÇLU, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Serpil Kurt, Üye
İstanbul Teknik Üniversitesi _____

Danışmanım Dr. Öğretim Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Servikal Omurganın Biyomekanik Analizi başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Kaan NAMAL

TEŞEKKÜR

Bu çalışmayı seçmem ve bu alanda ilerleme kaydetmemde bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ayrıca yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her zaman destek olan saygıdeğer Hocam, Yıldız Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Konstrüksiyon A.B.D. öğretim üyelerinden Dr. Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ' a teşekkürü borç bilirim.

Kaan NAMAL

İÇİNDEKİLER

KISALTMA LİSTESİ vi

ŞEKİL LİSTESİ vii

TABLO LİSTESİ x

ÖZET xi

ABSTRACT xiii

1 GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 1

1.2 Tezin Amacı 3

1.3 Orijinal Katkı 3

2 MATERYALLER VE METOT 4

2.1 Omurga 4

2.1.1 İntervertebral Disk 5

2.2 Servikal Omurlar 7

2.2.1 Servikal Omurga Bağları 9

2.2.2 Faset Eklemleri 11

2.3 3 Boyutlu Servikal Omurga Modeli Yaklaşımı 12

2.3.1 Bilgisayarlı Tomografi ile Modelin Elde Edilmesi 12

2.3.2 Tersine Mühendislik ile Modelin Düzenlenmesi 14

2.3.3 3 Boyutlu Modelleme Adımları 16

2.4 Servikal Omurga Modeli 18

2.4.1 Servikal Omur Modeli 18

2.4.2 Disk Modeli 20

2.4.3 Bağlar 22
2.4.4 Faset Eklemler 25

3 SONLU ELEMANLAR METODU VE YÜKLEME KOŞULLARI 26

3.1 Mesh (Ağ) Sistemi 26
3.2 Model Temas ve Bağlantıları 29
3.3 Yükleme Koşulları 30

4 C5-C6 OMUR BÖLGESİNE SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN UYGULANMASI 32

4.1 Sonlu Elemanlar Analizi 32
4.2 Faset Eklemleri Dahil Olmayan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi 34
4.2.1 Sıkıştırma Analizi 34
4.2.2 Fleksiyon (Bükülme Hareketi) 54
4.3 Faset Eklemleri Dahil Olan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi . . . 57
4.3.1 Sıkıştırma Analizi 58
4.3.2 Fleksiyon (Bükülme Hareketi) 54

5 SONUÇ VE ÖNERİLER 86

KAYNAKÇA 88

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR 90

KISALTMA LİSTESİ

ALL	Anterior Longitudinal Ligaman
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CL	Kapsüler Ligament
CP	Kapsüler Ligament
CT	Bilgisayar Tomografisi
FEM	Finite Element Method
IL	İntertransvers Ligaman
ISL	İnterspinöz Ligaman
LF	Ligamentum Flava
PLL	Posterior Longitudinal Ligaman
SEM	Sonlu Elemanlar Metodu
SSL	Supraspinal Ligaman

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Omurganın Genel Görünümü 5
Şekil 2.2 Vertebral Diskin Detaylı Görünümü 6
Şekil 2.3 Servikal Omurlar 8
Şekil 2.4 Disk, Omur ve Liflerin Detaylı Görünümü 10
Şekil 2.6 Faset Eklem Görünümü 11
Şekil 2.7 İnsan Beyninin Enine Kesit Halinedeki Tomografi Görüntüleri 13
Şekil 2.8 Elde edilen 3 boyutlu Servikal Omurga Modeli 13
Şekil 2.9 3 Boyutlu Servikal Modelin Nokta Bulutu Verisi 15
Şekil 2.10 3 Boyutlu Servikal CAD Modeli 15
Şekil 2.11 Servikal Omurga Modelleme Akış Şeması 17
Şekil 2.12 MIMICS Programı Sonrası 3 Boyutlu Servikal Omurlar 19
Şekil 2.13 3 Boyutlu Servikal Omur CAD Modeli 20
Şekil 2.14 Servikal Omurlar ile Birlikte Disk Modellemesi 21
Şekil 2.15 Omurlar Arası Diskin Model Görünümü 22
Şekil 2.16 CL, LF Ve ISL Bağları 23
Şekil 2.17 PLL Bağları 24
Şekil 2.18 ALL Bağları 24
Şekil 2.19 Servikal Omur Arka Tarafında Bulunan Faset Eklemler 25
Şekil 3.1 C5 – C6 Segmentinin Sonlu Elemanlar Modeli 26
Şekil 3.2 Mesh Eleman Kalitesi 27
Şekil 3.3 Aspect Ratio Kriteri 27
Şekil 3.4 Paralel Deviation Kriteri 27
Şekil 3.5 Skewness Kriteri 27
Şekil 3.6 Orthogonal Quality Kriteri 28
Şekil 3.7 Modelin Temas Bağlantıları 30
Şekil 3.8 Deneyler ve Sonlu Elemanlar Modeli İçin Moment Yönleri 30
Şekil 3.9 Gövde Hareketleri Sonucunda Diskin Davranışı 31
Şekil 4.1 Disk Yüzey Alanı 303,98 mm^2 Olan Model 33
Şekil 4.2 Disk Yüzey Alanı 414,99 mm^2 Olan Model 33
Şekil 4.3 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar 34
Şekil 4.4 1. Model ve 2. Modelin 100 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 35
Şekil 4.5 1. Model ve 2. Modelin 200 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 36
Şekil 4.6 1. Model ve 2. Modelin 300 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 37
Şekil 4.7 1. Model ve 2. Modelin 400 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 38
Şekil 4.8 1. Model ve 2. Modelin 500 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 39
Şekil 4.9 1. Model ve 2. Modelin 600 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi 40

Şekil 4.10 1. Model ve 2. Modelin Eksenel Yükleme Altında Diskin Yer Değiştirmesi 43
Şekil 4.11 1. Model ve 2. Modelin 100 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....44
Şekil 4.12 1. Model ve 2. Modelin 200 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....45
Şekil 4.13 1. Model ve 2. Modelin 300 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....46
Şekil 4.14 1. Model ve 2. Modelin 400 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....47
Şekil 4.15 1. Model ve 2. Modelin 500 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....48
Şekil 4.16 1. Model ve 2. Modelin 600 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi....49
Şekil 4.17 1. Model ve 2. Modelin Eksenel Yükleme Altında Toplam Yer Değiştirmesi 52
Şekil 4.18 Eksenel Sıkıştırma ile Servikal Omurun Toplam Yer Değiştirmesi 53
Şekil 4.19 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar 54
Şekil 4.20 1. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi....55
Şekil 4.21 2. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi....55
Şekil 4.22 1. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon 56
Şekil 4.23 2. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon 56
Şekil 4.24 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 100 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....59
Şekil 4.25 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 200 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....60
Şekil 4.26 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 300 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....61
Şekil 4.27 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 400 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....62
Şekil 4.28 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 500 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....63
Şekil 4.29 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 600 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi....64
Şekil 4.30 1. Model, 2. Model, F.E.1. Model ve F.E.2. Modellerinin Eksenel Yükleme Altında Diskin Yer Değiştirmesi 68
Şekil 4.31 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 100 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 70
Şekil 4.32 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 200 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 71
Şekil 4.33 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 300 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 72
Şekil 4.34 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 400 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 73
Şekil 4.35 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 500 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 74

Şekil 4.36 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 600 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi 75
Şekil 4.37 1. Model, 2. Model, F.E.1. Model ve F.E.2. Modellerinin Eksenel Yükleme Altında Yer Değiştirmesi 78
Şekil 4.38 Eksenel Sıkıştırma ile Servikal Omurun Toplam Yer Değiştirmesi 79
Şekil 4.39 Eksenel Yükleme Altında, Tasarlanan Modeller ile Literatürdeki Modeller Arasında Yer Değiştirmenin Karşılaştırılması.....80
Şekil 4.40 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar 82
Şekil 4.41 1. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi.....83
Şekil 4.42 2. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi.....83
Şekil 4.43 1. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon 84
Şekil 4.44 2. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon 84

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Servikal Omur Parametreleri 19
Tablo 2.2 Servikal Omur Parametreleri 21
Tablo 2.3 ALL ve PLL Bağları Parametreleri.....22
Tablo 2.4 ISL, LF ve CL Bağları Parametreleri.....23
Tablo 2.5 Faset Eklem Parametreleri.....25

ÖZET

Servikal Omurganın Biyomekanik Analizi

Kaan NAMAL

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Dr. Öğretim Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Eş Danışman: Dr. Öğretim Üyesi Berna BOLAT

Artan teknolojik gelişmelerin bir sonucu olarak bir masaüstüne veya teknolojik bir cihaza (bilgisayarlar, cep telefonları vb.) maruz kalma oranı artmaktadır. Bunun sonucu olarak, vücudumuz yanlış duruşa maruz kalır ve bu durumdan dolayı da vücut sağlığımız etkilenir. Vücut yapılarına göre uzun bir süre düzensiz bir pozisyonda durmak; boyun kısmında servikal omurgaya gelen aşırı yükler sebebi ile servikal lordoz kaybına (boyun düzleşmesi) ya da boyun fıtığı gibi birtakım hastalıklar nedeniyle rahatsızlık yaşamaktadırlar.

Servikal omurga, insan iskeletinin en karmaşık ve en önemli yapılarındadır. Servikal omurga çalışmaları da boyun hastalıkların teşhisi ve tedavisi için oldukça önemlidir. Ayrıca omurga disklerinin davranışları öğrenilerek yeni omurga implantlarının geliştirilmesine katkı sağlamaktadır.

Bu çalışmada rahatsızlıkların sıkça meydana geldiği en sorunlu ve ağrılı bölge olan Servikal omurganın bölümlerinden C5 - C6 bölümü incelenmiştir. Bu bölgenin; diğer çalışmalardan farklı olarak bilgisayar karşısında yanlış oturma pozisyonunda olduğu düşünülerek mekanik bir yaklaşımla, paket programlar kullanılarak sınır şartları oluşturulmuş ve bölgenin verdiği tepkiler irdelenmiştir.

3 boyutlu model C5 - C6 omur bölümü bilgisayarlı tomografi verileri ile elde edilmiştir. Elde edilen bu 3 boyutlu modele farklı yüzey alanına sahip diskler tasarlanarak Model 1 ve Model 2 olarak iki farklı model oluşturulmuştur. Daha sonra bu iki farklı disk yüzey genişliği olan modellere aynı büyüklük ve özelliklere sahip faset eklemleri de ayrıca eklenip F.E. Model 1 ve F.E. Model 2 oluşturulmuş ve SEM (sonlu elemanlar analizi yöntemi) kullanarak statik sıkıştırma yüklemesi ve bükülme durumları incelenmiştir.

Bütün modellerden elde edilen sonuçlar kendi aralarında ve literatür sonuçları ile değerlendirilerek disk ve faset eklemleri gibi yumuşak dokuların sistemdeki önemi araştırılmıştır. Rahatsızlığa sebep olan aşırı yüklerin ve durumların incelenmesi ile tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi ve bu konuda bundan sonraki yapılacak olan çalışmalara katkıda bulunması amaçlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, servikal omurga, bilgisayar destekli modelleme, sonlu elemanlar metodu.

ABSTRACT

Biomechanical Analysis of Cervical Spine

Kaan NAMAL

Department of Mechanical Engineering

Master of Science Thesis

Advisor: Dr. Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Co-advisor: Dr. Berna BOLAT

The level of exposure to a deskwork or a technological device (computers, mobile phones, etc.) is increasing as a result of increasing technological developments. As a result of this, our body is exposed to incorrect posture and our body health is affected due to this situation. To stand in an irregular position for a long time according to the body structures; they suffer from loss of cervical lordosis (flattening neck) or some diseases such as neck hernia due to excessive loads on the cervical spine in the neck.

The cervical spine is one of the most complex and important structures of the human skeleton. Cervical spine studies are very important for diagnosis and treatment of neck diseases. In addition, new spinal implants can be developed by learning spinal behaviors.

In this study, the C5 - C6 section of the cervical spine, which is the most problematic and painful area where discomfort frequently occurs, was examined. This region; Unlike other studies, considering the wrong sitting position against the computer, boundary conditions were created with a mechanical approach, using package programs and the reactions of the region were examined.

3D model C5 - C6 vertebra section was obtained by computed tomography data. Two different models, Model 1 and Model 2, were created by designing discs with different surface area for this 3D model. Then, facet joints of the same size and properties are also added to these two different disc surface width models and F.E. Model 1 and F.E. Model 2 was created and static compression loading and bending states were examined using SEM (finite element analysis method).

The emphasis of soft tissues such as disc and facet joints in the system was researched by evaluating the results obtained from all models among themselves and with the results of the literature. It is aimed to examine the excessive loads and conditions that cause discomfort, to improve the treatment methods and to contribute to the future studies on this subject.

Keywords: Biomechanical, cervical spine, computer aided modelling, finite elements method.

1
GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Servikal omurga insan vücudunun en karmaşık ve en önemli yapılarından biridir. Servikal omurga baş ve gövde arasındaki bağlantıdır. Başın 3 boyutlu hareketliliğini sağladığı gibi aynı zamanda başımızı destekler ve dengeli pozisyonda tutar. Yapılan çalışmalar ile başın hareketi doğrultusunda servikal omurgaya farklı yükler geldiği görülmüştür. Servikal omurga ise diskler ve bağlar ile birbirine tutunur ve kaslar ile de esneklik kazanırlar. Bu yapı ile gelen yüklere karşı cevap verebilecek kabiliyetli bir sistem oluşmaktadır. Fakat kazalarda boyuna gelen ani veya şiddetli darbeler, uzun süre vücut yapısına göre yanlış pozisyonlarda durulması vb. gibi birtakım sebepler ile bu yapıda hasar meydana gelebilir ve böylece işlevini göremeyebilir. Biyomekanik ve Servikal omur alanında yapılan çalışmalar aşağıda verilmiştir.

Medikal alandaki ilk sonlu elemanlar analizi metodu 1972'de tanıtıldı. Brekelmans, sonlu elemanlar modelini (SEM) kullanarak insan iskeletinin analizini yapan ilk kişidir. Bu çalışmada radyografi yöntemi ile elde edilen 2 boyutlu uyluk kemiğinin matematiksel modeli oluşturulup, bir dizi yüklemeler yaparak uyluk kemiği üzerindeki gerilme ve şekil değiştirmeler analiz edilmiştir. O tarihlerde SEM için kullanılan bir analiz programı ve önceleri bu yaklaşımla yapılan çalışmalar olmadığı için Brekelmans'ın çalışması ayrı bir önem arz etmektedir. Çünkü bu çalışma ile SEM yönteminin, uyluk kemiği gibi karmaşık yapıların analizi için uygun olduğunu göstermek ve daha sonraki çalışmalara öncü olması amaçlanmıştır [1].

Bilgisayar teknolojisinin hızla gelişmesi ile sonlu elemanlar metodu biyomekanik alanında insan vücudun bazı bölgelerinin özellikle kemik gibi yapıların incelenmesi amacıyla kullanılmaya başlandı. Fakat insan omurga yapısının karmaşıklığı nedeniyle bu yöntem 1990'lara kadar insan omurgası üzerinde kullanılmamıştır. 90'dan sonra bu yöndeki çalışmalar hız kazandı ve Servikal omurga üzerine birçok çalışma yapıldı.

1996’da Yoganandan ve arkadaşları insan servikal omurga yapısını yakından bilgisayarlı tomografi ile detaylı, 3 boyutlu, anatomik olarak doğru bir sonlu elemanlar modeli geliştirmiştir. Burada 3 omur bölümü olan C4–C5–C6 omurları ve diskler lineer katı olarak, bağlar ise lineer yay olarak tasarlanmıştır. Bu modele eğme/germe, sıkıştırma, bükme ve döndürme kuvvetleri uygulayarak sonuçları irdelenmiştir. Model’de oluşan en çok gerilmenin C4–C5’ in arasının arka sütununda meydana geldiği görülmüştür. En büyük gerilmenin ise omur gövdesi olarak C5 omurunda oluştuğu gözlemlenmiştir [2].

1998'de Goel ve Clausen, C5-C6 hareket bölümü modeli geliştirdiler ve bunu çeşitli yükleme yöntemlerine yanıt olarak omurga elemanları yoluyla yük paylaşımını tahmin etmek için kullandılar. [3].

1999'da Kumerasan ve arkadaşları C5-C6 omur bölümünü bilgisayarlı tomografi ve mikrotom kullanarak detaylı olarak tasarlamıştır. Modelde: Kortikal kemik, süngerimsi kemik, uç plakası, lamina, pedikül, enine süreçler ve omurların spinöz süreçlerini; intervertebral disklerin annulus fibrosus ve nükleus pulpozusu; uncovertebral eklemler, eklem kıkırdağı, sinovyal sıvı ve sinovyal membranı; ve ön ve arka uzunlamasına ligamentler, interspinöz ligamentler, kapsüler ligamentler ve ligamentum flavum bulunmaktadır. Modele sıkıştırma kuvvetleri uygulanarak diskin biyomekanik önemi kavranmaya çalışılmıştır. Tüm yüklemelerde diskin ön bölgesi daha fazla kuvvete ve değişikliklere direnirken, diskin arka kısmı gelen yüksek kesme kuvvetlerini ilettiği görülmüştür. [4].

Teo ve Ng, 2001’de bağların, eklem fasetlerinin ve intervertebral diskin önemini göstermek için bir 3 boyutlu bir model oluşturdular. Bu model C4-C6 omur bölümünü ve bu bölüm içerisinde gerekli bağlar, disk ve eklem fasetlerini içeriyordu. Sonlu elemanlar modeli, insan servikal omurgasına gelen yüksek doğrusal olmayan kuvvetler incelenmiş ve bunun sonucu olarak disk, eklem fasetleri ve bağların, sagital dönme hareketi ve yükün düzgün olarak dağılımı için oldukça önemli oldukları görülmüştür [5].

2015 yılında, Sousa ve arkadaşları Bilgisayarlı Tomografi (BT) verileri kullanılarak servikal omurga bölümü olan C5-C6 omurlar için üç boyutlu bir sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Bu modele eğme/germe, sıkıştırma, bükme ve döndürme kuvvetleri

uygulayarak sonuçları irdelenmiştir. Diskteki en büyük gerilmelerin eğme hareketinde olduğu, bağlardaki en büyük gerilmelerin ise eğme/germe hareketinde olduğu gözlemlenmiştir [6].

1.2 Tezin Amacı

Artan teknolojik gelişmelerin bir sonucu olarak teknolojik cihazlara (bilgisayarlar, cep telefonları vb.) maruz kalma düzeyi günde güne artmaktadır. Bunun sonucu olarak, vücudumuz yanlış duruşa maruz kalmaktadır. Vücut yapılarına göre uzun süreler boyunca yanlış pozisyonda durmak; boyun kısmında, servikal omurgaya gelen aşırı yükler sebebi ile oluşan servikal lordoz kaybı, boyun fıtığı gibi birtakım hastalıklar nedeniyle rahatsızlık yaşatmaktadır.

Bu rahatsızlıkların oluşmasında sebep olan durumların ve yüklerin incelenmesi, bu rahatsızlıkların etkilerinin azaltılması ve tedavi aşamalarına katkıda bulunmak amacıyla BT verileri ve gerekli programların yardımı ile 3 boyutlu intervertebral disk, faset eklemleri, bağlar, omurlar ile temel bir servikal model oluşturulmuştur. Böylece modele uygulanan yüklemeler ile en hassas olan C5–C6 servikal bölümünde meydana gelen tepkiler gözlemlenmiş ve bu bölümde bulunan intervertebral disk, faset eklemler gibi yumuşak dokuların, farklı koşullar altında gösterdiği davranışlar tespit edilmiştir. Ayrıca yumuşak dokuların önemini ve davranışlarını daha iyi inceleyebilmek için modeldeki diskin yüzey alanı değiştirilerek Model 1 ve Model 2 olarak tasarlanmıştır. Daha sonra bu iki farklı disk yüzey genişliği olan modellere aynı büyüklük ve özelliklere sahip faset eklemleri eklenip F.E. Model 1 ve F.E. Model 2 oluşturulmuş ve çeşitli yüklemelerdeki tepkileri incelenmiştir.

1.3 Orijinal Katkı

Son yıllarda biyomekanik alanında servikal omur üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. Bu çalışmada ise faset eklemleri ve intervertebral disk gibi omur bölümünde bulunan yumuşak dokuların üzerine odaklanıp özellikle faset eklemlerinin davranışlarının anlaşılması ile omur sistemindeki etkileri, rahatsızlığa sebep olan aşırı yüklerin ve durumların incelenmesi ile tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi, disk için yapılan implant çalışmalarına yardımcı olması ve bu konuda bundan sonraki yapılacak olan çalışmalara katkıda bulunması amaçlanmıştır.

2
MATERYALLER VE METOT

2.1 Omurga

Omurga insan kemik sisteminde bulunan en önemli mekanik, anatomik yapılardan birisidir. Omurga, vertebra (omur), diskler, fasetler ve kaslardan oluşan karmaşık bir yapıdır. Mekanik bir sistem olarak düşünüldüğünde vertebralar (omurlar) bir kaldıraç, disk ve fasetler ise sanki bir dayanak noktasıymış gibi davranırlar. Bu durumda mekanik denklemde kaslar etkinleştirici ve bağlar ise sınırlayıcı olarak görev alırlar. Yani burada kaslar harekete katkı sağlarken bağlar yapının dengede ve sabit kalmasında katkıda bulunurlar. Omurga vücudun dik ve sabit durmasını sağlarken aynı zamanda içindeki kanallardan geçen omurilik ve sinirleri korurlar.

Omurganın birincil görevi kafa ve gövdenin sabit ve dengede durmasını sağlamaktır. Vücut ağırlığının büyük bir kısmını taşırken aynı zamanda bu ağırlığı alt sütunlara ileterek bir bölgede ağırlığın yığılmasını engelleyip, yapının zarar görmesini önlerler. Aynı zamanda baş, boyun ve gövdenin hareketlerinde de etkindirler.

Omurga anatomisi 3 bölümde incelenir ve 26 parçadan oluşmaktadır. Bunlar, 7 servikal, 12 torakal ve 5 lumbal olmak üzere 24 hareketli omur, embriyolojik olarak omurga yapısındaki sakrum kemiği ve omurga kökenli bir koksiks (kuyruk sokuğu kemiği)'tir. Sakrum kemiği kaynaşması ile (füzyona uğraması) doğumda 5 omurdan oluşurken tek bir omur halini almıştır. Koksiks (kuyruk sokuğu kemiği) ise 3 ya da 4 omurganın kaynaşmasından meydana gelmiştir. Doğum sırasında bu omurlar ayrı olarak bulunurlar. Daha sonraları ise bu omurlar füzyona uğrayıp iki ayrı omur oluştururlar. Bu omurlar, diskler ve bağlar ile birbirine bağlanmıştır. Omur ve disklerin boyutları yukarıdan aşağı doğru gidildikçe artmaktadır. Ve bu boyutlar cinsiyet, yaş veya genetik gibi birçok faktörden dolayı insandan insana değişkenlik göstermektedir. Ortalama olarak yetişkin bir erkekte omurga boyu 71 cm, yetişkin bir kadın da ise 61 cm boyutlarındadır. Bu boyunların oluşmasını sağlayan disk ve omurların kapladığı alan farklıdır. Disk bütün alanın 4'te birini oluşturduğu gibi, 4'te

üçünü ise omurlar oluşturmaktadır. Ayrıca iki omur arasında bulunan diski bu gövdeden ayıran kıkırdak eklemler (endplates – uç plakası) bulunmaktadır [7,8,9].

Şekil 2.1'de insan vücudunda bulunan Omurun genel görünümü verilmiştir.

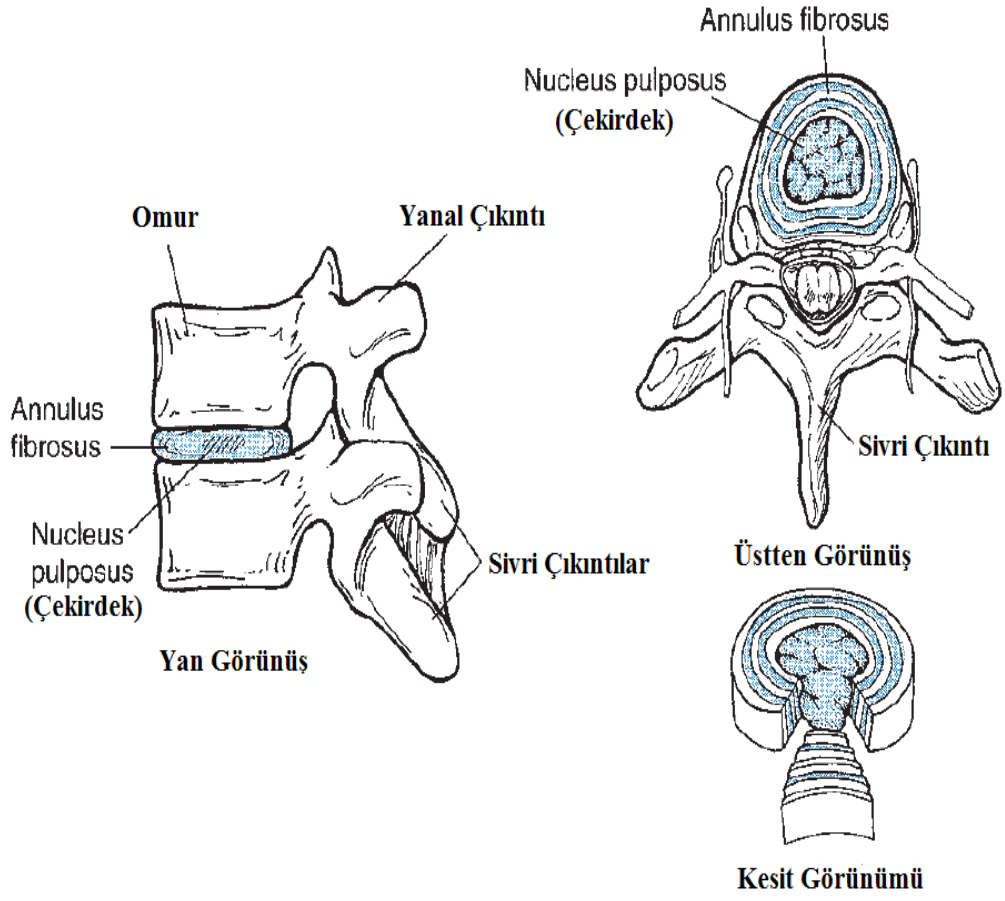


Şekil 2.1 Omurganın Genel Görünümü [7]

2.1.1 İntervertebral Disk

Omurda bulunan diskler, bitişik gövdeleri birbirinden ayırmak, omurları birbirine bağlamak ve bitişik omurlar arasındaki harekete izin veren önemli yapılardır. Diskler omurlara (kolonlara) gelen bükme, esneme, burma kuvvetlerinin yanı sıra sıkıştırma kuvvelerine karşı da dayanıklıdır. Omurgadaki hareketlerin çoğunda rol

oynamakla birlikte omur bölgesindeki hareketi kısıtlamak ve gelen yükü plakalar üzerinde düzgün olarak dağıtılmasını sağlamaktadır. Her disk nükleus pulposus (çekirdek) ve annulus fibrosustan meydana gelmektedir (Şekil 2.2). Çekirdek diskin orta kısmında bulunan jel benzeri kütlesel bir yapıdır. Bu yapının yüzde 80 ila yüzde 90'ı sudan, yüzde 15 ila yüzde 20'si kolajenden oluşmaktadır. Bu bölüm sıkıştırma kuvvetlerine dayanıklılık açısından çok büyük önem arz eder. Çekirdek, annulus fibrosus'da bulunan lifli doku ve fibrokartilaj halkaları ile çevrilidir. Annulus fibrosusun lifleri eş merkezli katmanlara paralel uzanır fakat omurlar 45 ila 65 derece çapraz olarak yerleşmiştir. Diske döndürme kuvveti uygulandığında, liflerin yarısı sıkılır ve diğer yönde ilerleyen lifler ise gevşetilir. Annulus fibrosusu oluşturan lifler, diskte gerilme mukavemetini sağlayan yüzde 50 ila yüzde 60 kollajenden oluşur. Yaşlanma ve olgunlaşma sonucunda, kolajen malzeme, yükleme değişikliklerine yanıt olarak diskte yeniden modellenir [9,10].



Şekil 2.2 Vertebral Diskin Detaylı Görünümü [10]

2.2 Servikal Omurlar

Servikal omurga bölgesi 7 adet omurdan meydana gelmektedir. Bu bölgeleri kinematik, kinetik ve klinik sebeplerden dolayı üçe ayrılmaktadır.

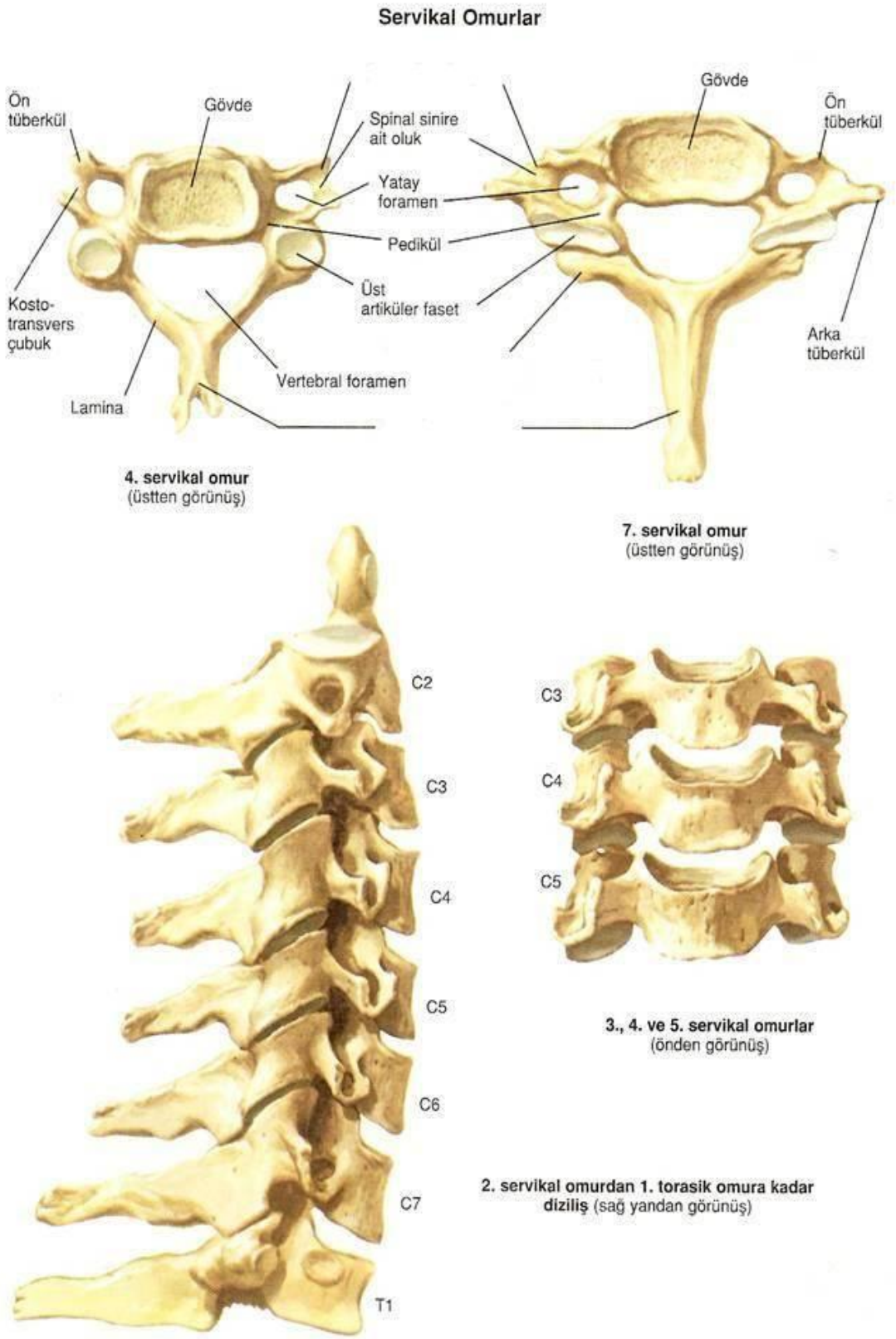
- Üst servikal omurga (C0 - C1 - C2)
- Orta servikal omurga (C2 - C5)
- Alt servikal omurga (C5 - T1)

Servikal omurga baş ile gövdenin bağlantısını sağlayan, hareket kabiliyeti oldukça yüksek olan ve fleksiyon (bükülme hareketi), ekstansiyon (germe hareketi) ve rotasyon (döndürme hareketi) hareketlerine izin veren stabil bir kolondur. Ayrıca bu bölüm hareket sağlaması haricinde içerisindeki kanaldan geçen sinirleri koruma gibi önemli bir görev üstlenir. Fakat hareketliliğinden ve kompleks yapısı dolayısı ile insan omurgasında en çok fiziksel rahatsızlığa yakalanma ve daha kolay zarar görüp ağrı sorunlarıyla çok sık karşılaşılan bir bölgedir. Aynı zamanda yaşlılığa bağlı olarak dejeneratif süreçler ile sıkıntıların bu bölümde oldukça sık olduğu görülmüştür.

Üst servikal omurgada bulunan Atlas (C1) ve Aksis (C2) omurları diğer omurlardan (C3 – C7) yapısal ve işlevsel olarak farklılık göstermektedirler. Özellikle Atlas ve Aksis döndürme hareketlerinde önemli bir yer tutarken diğer bölgeler fleksiyon (bükülme hareketi), ekstansiyon (germe hareketi) gibi hareketlerde büyük rol oynarlar. Bu çalışmada odaklanılan bölüm (C5 – C6) olduğundan Atlas ve Aksis'in özellikleri üzerinde durulmayacaktır.

Orta ve alt Servikal omur gövdeleri (C2 – C7) diğer hareketli omur gövdelerinden daha küçük olmakla beraber tüm omur bölümlerindeki gibi yukarıdan aşağıya doğru inildikçe gövde boyutları artar. Fakat yukarıdan aşağı inildikçe gövde boyutları artmasına rağmen spinal kanal küçülür. Bu durumdan dolayı ise bu bölgede oluşan yaralanmalarda daha çok omurilik yaralanması görülür.

Omurların üzerinde disklerin yerleştiği iç bükey alanlar bulunmaktadır. Vertebral sütunun diğer bölgelerinin aksine, intervertebral diskler, omurların gövdelerinden yanlamasına olarak daha küçüktür [7,9,10,11].



Şekil 2.3 Servikal Omurlar [7]

2.2.1 Servikal Omurga Bağları

Omurga yapısında bağların sınırlayıcı olduğundan bahsetmiştik. Bağlar mekanik denklemde kaslar ile farklı hatta zıt görevler üstlenirler. Burada kaslar harekete katkı sağlıyorken bağlar ise yapının sabit kalmasını sağlarlar.

Bağların aşırı hareketi engellemek haricinde, yük binen yerlerde oluşan basıncın düzgün dağılmasını sağlamak ayrıca hareket ile ilgili bilgileri eklem kapsülleri aracılığıyla sinir sistemine iletmek gibi başka önemli görevleri de bulunmaktadır (Şekil 2.4).

Bağlar; eksternal kranioservikal ligamanlar, internal kranioservikal ligamanlar ve vertebra ligamanları olarak 3 ayrı gruba ayrılabilir.

Eksternal kranioservikal ligamanlar kafatasını atlas ve aksis'e bağlayan bağlardır. Bu bağlar kafatası hareketlerinin rahatça yerine getirilebilmesi için gevşek olarak bağlanmışlardır. Ve kendi içlerinde; Anterior atlanto-oksipital membrane, posterior atlanto-oksipital membrane, eklem kapsülü, anterior longitudinal ligaman, ligamentum nuchae olarak 5'e ayrılırlar.

İnternal kranioservikal ligamanlar, omurların arka kısmında yer alan bağlardır. Baş boyun bölgesinin güçlenmesine katkıda bulunurken aynı zamanda aşırı hareketin yapılmasını önlerler. Ve kendi içlerinde; Tektorial membran, atlasın transvers ligamanları, apikal ligaman, alar ligaman, ligamentum accessorium olarak 5'e ayrılırlar.

Vertebra ligamanları, iki omur arasındaki bağlar olduğundan dolayı bu çalışmada modellenen bağlardır. Bu durumdan dolayı vertebra ligamanlarını daha detaylı incelenecektir (Şekil 2.5).

Anterior longitudinal ligaman (ALL): Omur gövdelerinin ön bölümünden boydan boya uzanırlar. Yukarıdan aşağı doğru inildikçe genişleyen bir bağ olup bant şeklinde bir görünüme sahiptir. Omur gövdelerinin ön kenarına ve ayrıca disklere sıkıca yapışık bir haldedirler. Yüzeysel ve derin liflerden oluşan bir yapısı vardır.

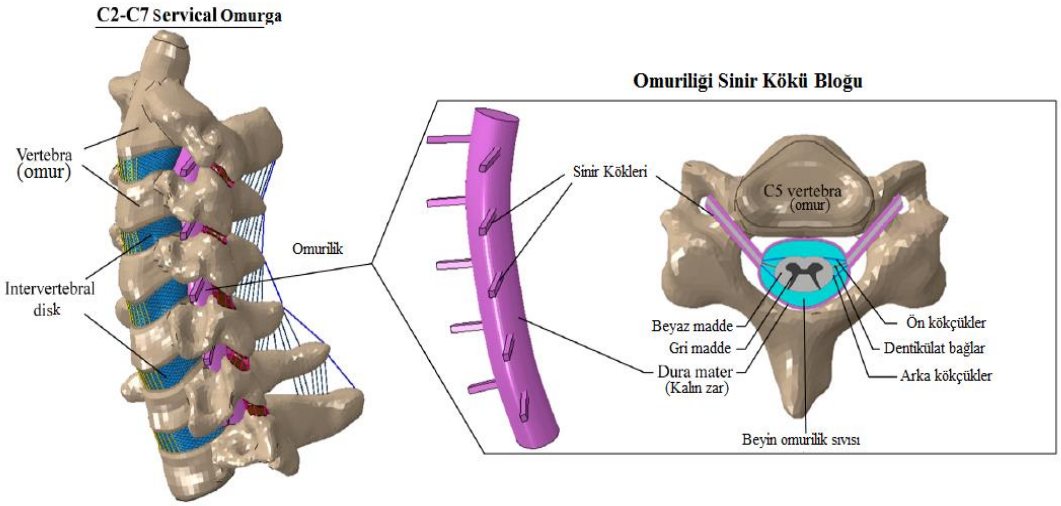
Posterior longitudinal ligaman (PLL): Omur gövdelerin arka bölümünde yapışık, boydan boya uzanan bağdır.

Ligamentum flava (LF): lamina kemiklerinin ön yüzeyine bağlanan uzun elastik bir bant şeklindeki bir bağdır.

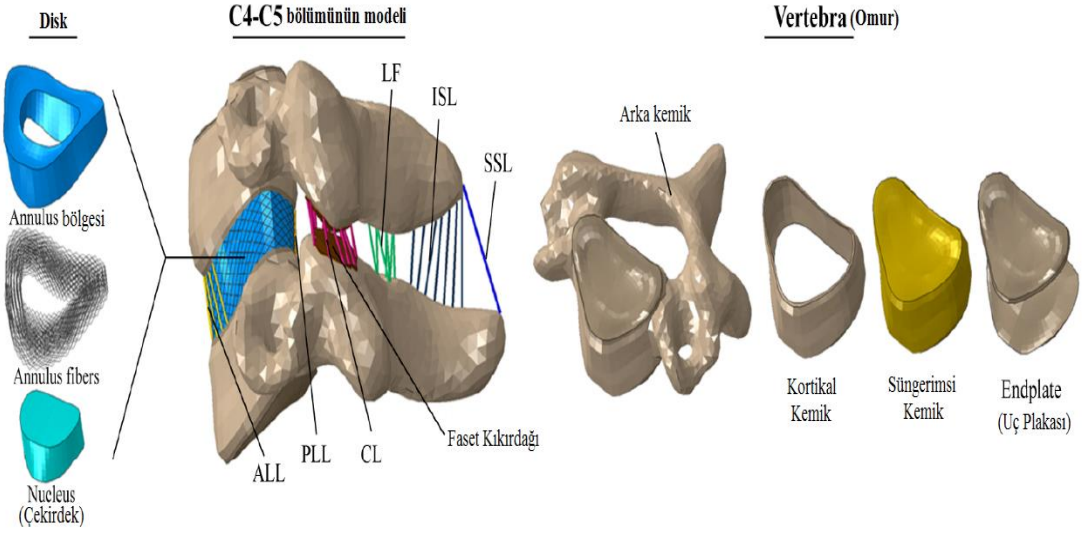
Supraspinal ligaman (SSL): C7 - sakrum arasında spinöz çıkıntıların uçlarını birleştiren kuvvetli bir fibröz kordondur.

İnterspinöz ligaman (ISL): İki omurun spinöz çıkıntıların birbirine karşılıklı bakan yüzlerinin arasındaki bağdır.

İntertransvers ligaman (IL): Komşu iki yanal çıkıntının boşluğunu dolduran bağdır. [11, 12, 13]



Şekil 2.4 Disk, Omur ve Liflerin Detaylı Görünümü (13)

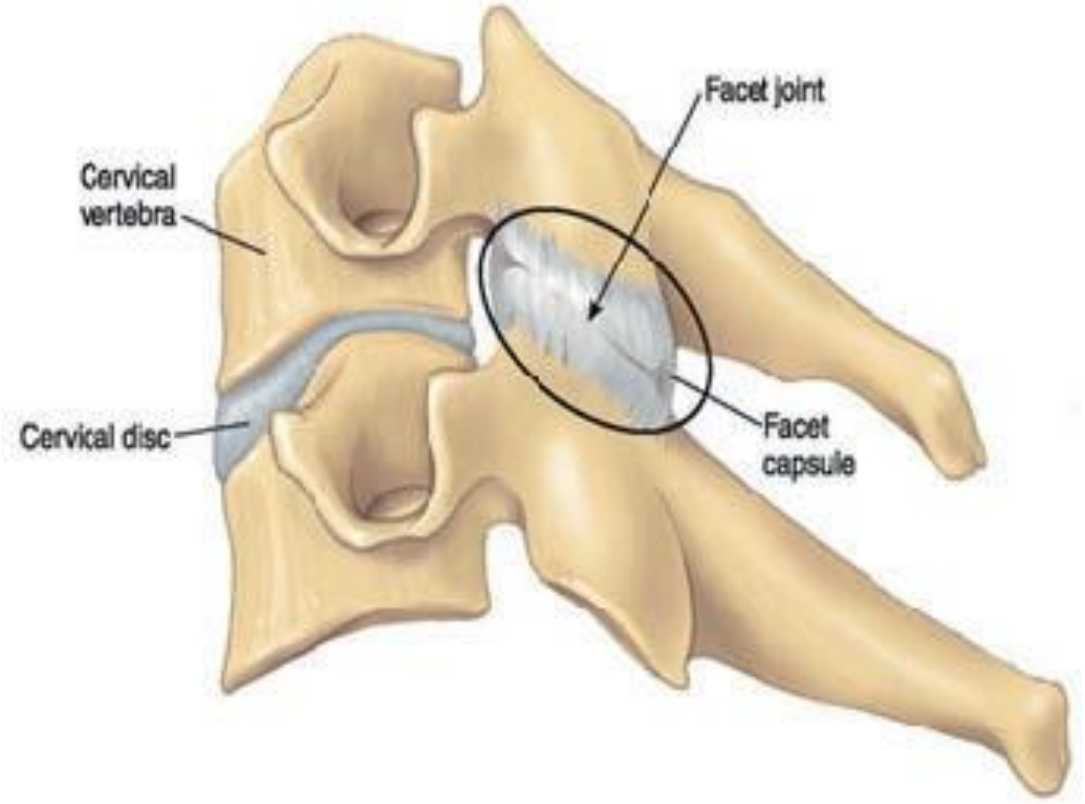


Şekil 2.5 Disk, Omur ve Liflerin Detaylı Görünümü [13]

2.2.2 Faset Eklemleri

Faset eklemler sinovyal eklemlerdir ve Z eklemler olarak da bilinir. İki bitişik komşu omurun üst üste bindiği alanda omurganın arkasında yerleşmiştir. Faset eklemler dengeyi sağlayan, fizyolojik ve travmatik yüklere karşı direnç sağlayan aynı zamanda omurganın kuvvetini ve stabilizesini koruyan, omurgaya eğilip bükülme imkânı veren sert ve yumuşak doku yapılarından oluşmaktadır. Komşu omurların yüzeyine yerleşmiş oldukları için bu yapılar kemikten ince bir kıkırdak doku ile ayrılırlar. Eklem kapsül benzeri bir yapı ile çevrelenmiştir. İç kısmı snovyal sıvı ile doludur. Faset eklemleri genellikle katı elemanlar, boşluk elemanları veya temas elemanları kullanılarak modellenir [13].

Sinirlerin yoğun olarak geçtiği bir bölge olduğu için oldukça fazla ağrının meydana geldiği bölgelerdir. Bu bölgelerde oluşan rahatsızlıklar sinirlerin yoğun olmasından dolayı kolaylıkla müdahale edilmez. Faset eklem sorunları genellikle yaşlanmaya bağlı ortaya çıksa da daha genç insanlarda bu bölgeye alınan şiddetli darbe ya da yanlış fiziksel davranışlar ile ortaya çıkabilir [22].



Şekil 2.6 Faset Eklem Görünümü [22]

2.3 3 Boyutlu Servikal Omurga Modeli Yaklaşımı

Bu çalışmada 58 yaşında, 71 kilo olan erkek bir hastanın BT (Bilgisayarlı Tomografi) taramaları kullanılarak MIMICS (öğrenci sürümü) programı yardımıyla 3 boyutlu model elde edilmiştir. BT taramaları 'CANCER IMAGING ARCHIVE' adlı internet ortamında araştırmacılara erişimi açık olan bir platformdan elde edilmiştir.

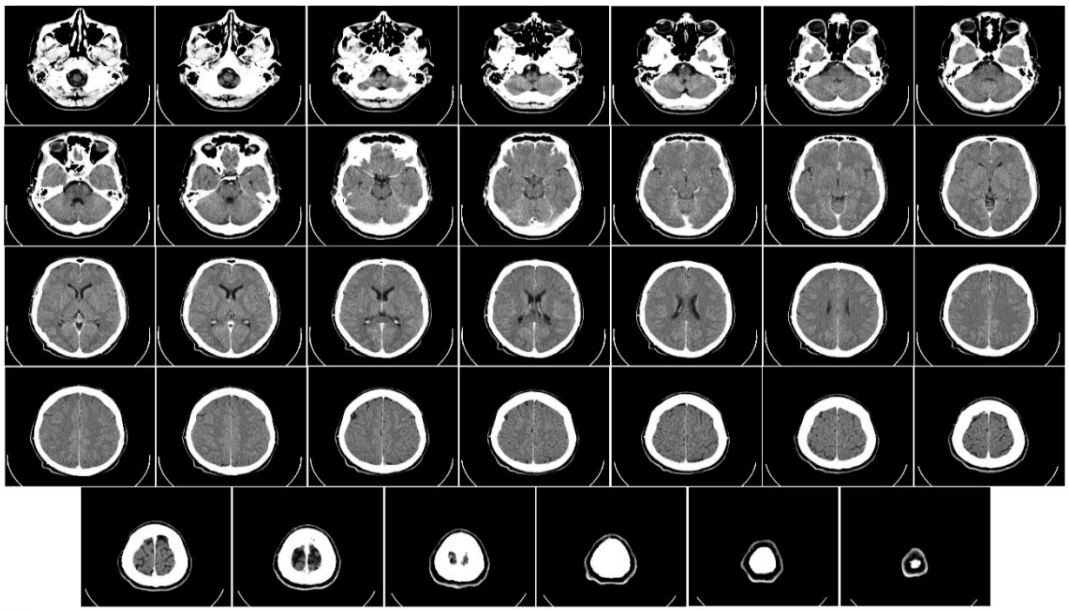
Elde edilen bu 3 boyutlu grafik modeli, stl. Dosyası (Steriolithography) olarak Geomagic Design X (üniversite lisansı) programına aktarılır. Geomagic Design X programı yardımıyla modelde, BT taramasında oluşan hatalar ve istenmeyen görüntüler kaldırılır. Ayrıca model nokta bulutu verisinden katı modele (CAD Modeli) dönüştürülür.

Model, CAD modele dönüştürüldükten sonra disklerin tasarımı için SOLIDWORKS (üniversite lisansı) ve SPACECLAIM (öğrenci sürümü) programları yardımı ile tasarlanıp modelin son hali yaratılmıştır.

Daha sonra model Ansys programı (öğrenci sürümü) yardımı ile bağlar oluşturulup sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Son olarak modele, bir insanın oturma halinde vücut yapına göre yanlış pozisyonda durması göz önüne alınarak sıkıştırma ve fleksiyon (bükülme hareketi) kuvvetleri uygulanarak sonuçlar analiz edilmiştir.

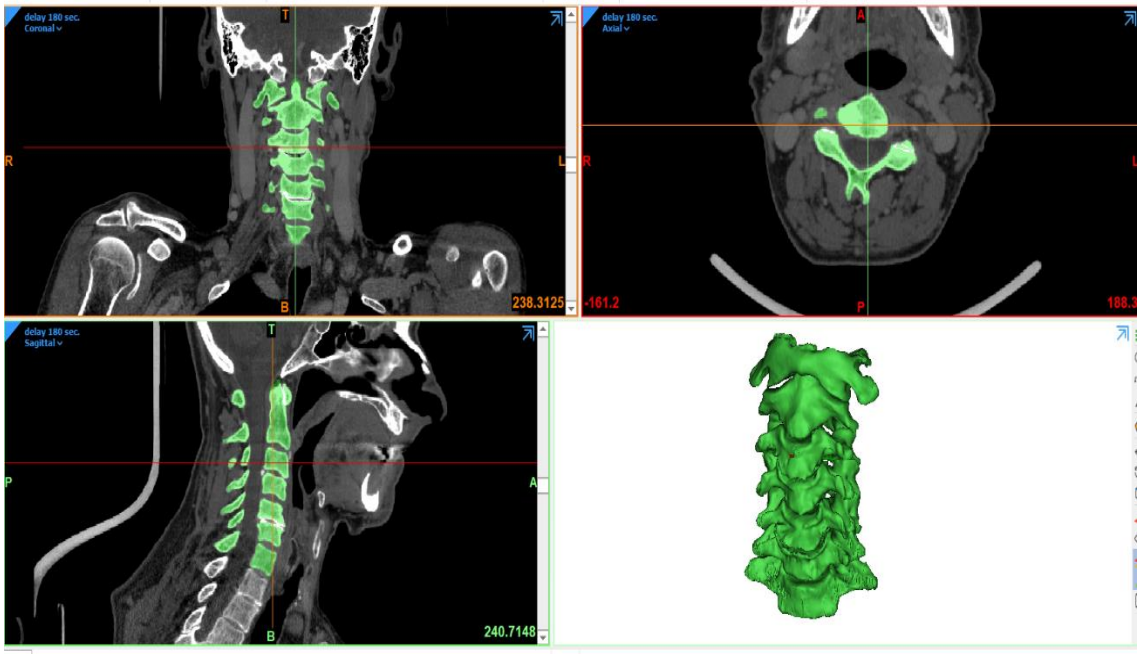
2.3.1 Bilgisayarlı Tomografi ile Modelin Elde Edilmesi

Cormak tarafından ortaya konan bilgisayarlı tomografi (BT), kemiklerin, iç organların, yumuşak dokuların, kan damarlarının ayrıntılı görüntülerini oluşturmak, birçok farklı kanseri tespit etmek için kullanılan bir tanı görüntüleme yöntemidir. BT, röntgen adı verilen X ışınlarıyla birden fazla düzlemde, çok ince enine kesitler ve dilimler halinde biçimlendirir (Şekil 2.7). Biçimlendirilen bu görüntüler bilgisayar ekranında görüntülenebilirken aynı zamanda elektronik ortama aktarılan 3 boyutlu görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır. Bu yöntem diğer yöntemlere kıyasla daha hızlı ve daha doğru sonuçlar verdiğinden dolayı oldukça önemlidir. Çünkü hastalıklarda erken teşhis, tedavi açısından büyük önem arz etmektedir. Acil durumlarda iç yaralanmayı, kanamayı ortaya çıkarıp hayat kurtarabilecek kadar hızlı sonuç vermektedir. Bu nedenle bilgisayarlı tomografi metodu son yıllarda oldukça fazla kullanılmaktadır [14].



Şekil 2.7 İnsan Beyninin Enine Kesit Halinedeki Tomografi Görüntüleri [15]

Bu çalışmada farklı düzlemlerdeki enine kesit görüntüleri, MIMICS programı kullanılarak 3 boyutlu servikal omurga modeli elde edilmiştir. MIMICS yazılımı bilgisayarlı tomografi taramasından elde edilen görüntüleri kullanarak 3 boyutlu model oluşturma, oluşturulan modeli düzenleme (3-matic) ve bunları farklı programlarda kullanmak için farklı formatlarda elde etmek gibi birçok özelliği bulunmaktadır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8 Elde edilen 3 boyutlu Servikal Omurga Modeli

2.3.2 Tersine Mühendislik ile Modelin Düzenlenmesi

Bu çalışmada elde edilen 3 boyutlu modelde oluşan hatalar ve istenmeyen görüntüleri kaldırmak için tersine mühendislik kullanılmıştır. Tersine mühendislik, oluşturulmuş veya var olan bir modeli detaylı olarak inceleyip tasarımını oluşturmak için kullanılan yöntemlere denilmektedir.

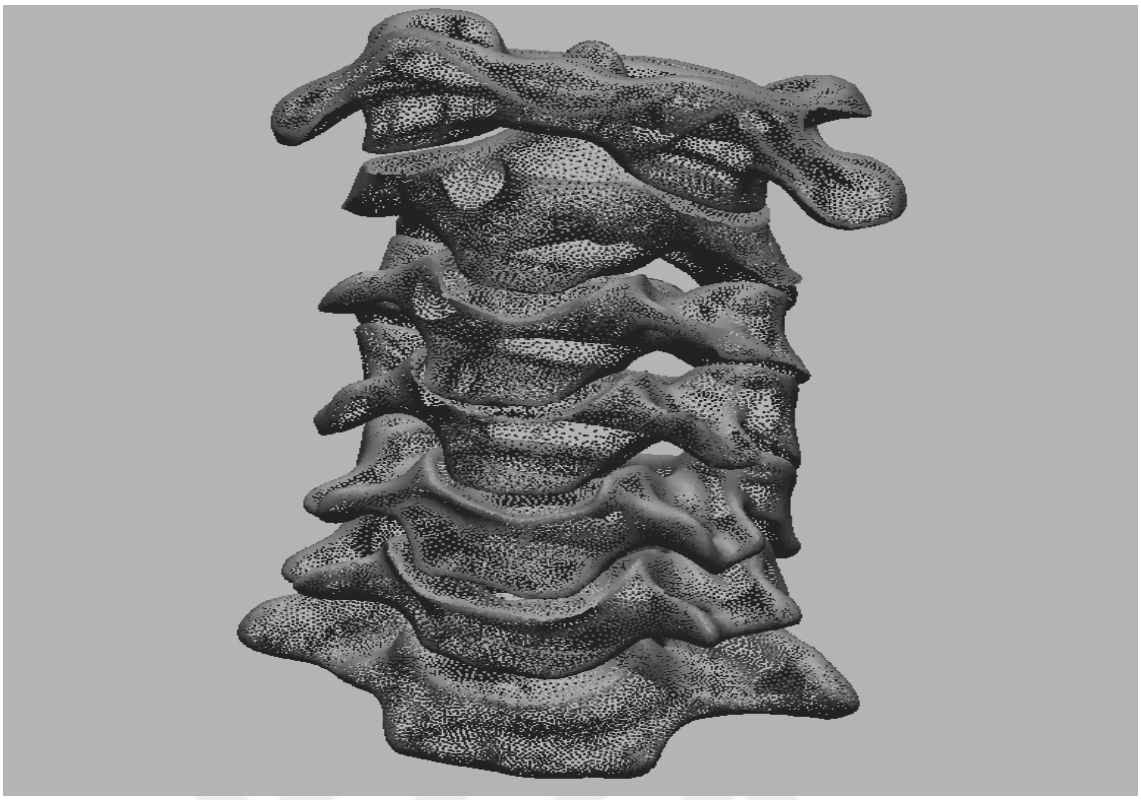
3 boyutlu Servikal omurga modeli bilgisayarlı tomografi taramalarını MIMICS programı yardımıyla kullanılıp elde edilmiştir. Model bu aşamadan sonra stl. (Steriolithography) formatında GEOMAGIC programına aktarılır. Nokta bulutu verisine dönüştürülür ve birtakım düzenlemeler yapılabilmektedir.

Nokta bulutu (Point Cloud); Üç boyutlu bir koordinat sistemindeki köşe kısımlarını temsil etmektedir. Bu köşe bölgeleri X, Y ve Z koordinatları ile gösterilmekte ve genellikle bir nesnenin ya da modelin dış yüzeylerini göstermektedir (Şekil 2.9). Nokta bulutu 3 boyutta bulunan birçok veriden oluşmaktadır. Buradaki veriler tıpkı bir bulutu andırırlar. Nokta bulutu verileri MIMICS gibi programlardan elde edilen görüntüleri kullanarak elde edilebildiği gibi aynı zamanda 3 boyutlu tarayıcılar kullanılarak da elde edilebilmektedir. Tarayıcılar bir modeli lazer ışınları ile tarayarak modeli bilgisayar ortamına nokta bulutu verileri halinde aktarmaktadır. Böylece üzerinde çalışılmak istenen nesne bütün detayları ile belirli işlemlerden sonra kullanıma, tasarıma ya da üretime hazır hale gelir.

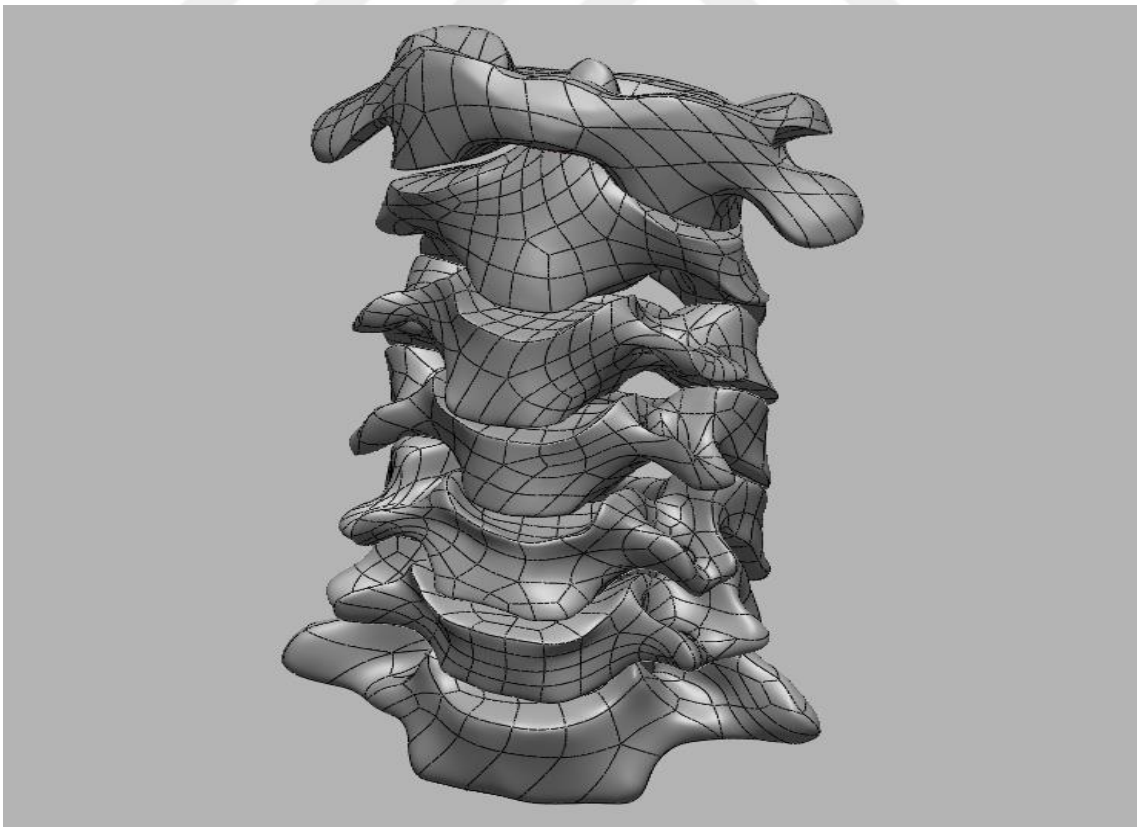
Son yıllarda bu yöntem oldukça geliştirilmiş olup yine oldukça fazla kullanım imkânı bulmaktadır.

Nokta bulutu verileri düzenlendikten sonra 3 boyutlu uygulamalarda doğrudan kullanılamayacağı için yüzey ya da CAD modellerine dönüştürülmeleri gerekmektedir. Servikal Omurga modelinin geometrik boyutları mümkün olduğunca değiştirilmeden bazı pürüzleştirme ve yumuşatma (tersine mühendislik düzenlemeleri) işlemlerine tabi tutulmuştur.

Model 3 boyutlu uygulamalarda (SOLIDWORKS – SPACECLAIM) doğrudan kullanılabilmesi ve bu şekilde diskin tasarımının yapılabilmesi için CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) modele dönüştürülmüştür. Aslında model şu anki aşamada sonlu elemanlar simülasyonunda kullanım için uygun haldedir (Şekil 2.10).



Şekil 2.9 3 Boyutlu Servikal Modelin Nokta Bulutu Verisi



Şekil 2.10 3 Boyutlu Servikal CAD Modeli

2.3.3 3 Boyutlu Modelleme Adımları

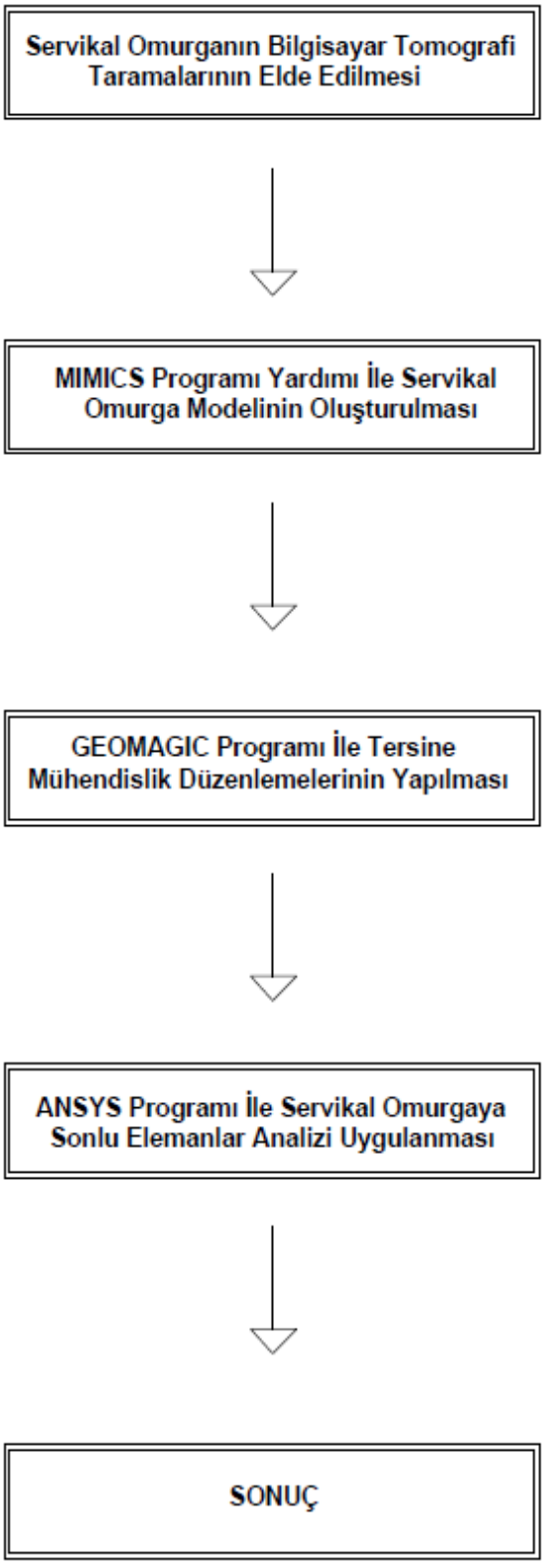
Biyomekanik alanındaki çalışmalarda modelin analiz süreçleri kadar modeli elde etme veya tasarlama süreçleri de kritik öneme sahiptir. Çünkü insan vücudundaki organlar, kemikler ya da sistemler bir makine parçası ya da insan tarafından tasarlanan nesneler, ürünler veya parçalar gibi düzgün bir yüz ve rijit bir yapıya sahip değildir. Ayrıca insan vücudunun kaslar, bağlar gibi birçok farklı dokularla ile bir arada çalışması durumları daha karmaşık hale getirmektedir. Bu yüzden modellenmeleri için daha önceki başlıklarda bahsedilen farklı yaklaşımlar ve farklı programlar ile çalışılır. Biyomekanik çalışmalarda özellikle kemiklerle ve yumuşak dokularla çalışıldığı için bunların düzgün modellenmesi oldukça önemlidir. Çünkü çalışmanın modelleme aşamasından analiz sonuçlarını elde etme süreçlerine kadar bütün evreleri birbirileri ile bağlantılı olup titizlikle adım adım ilerlenmesi gerekmektedir. Bu nedenle Şekil 2.11'de bu çalışmadaki her aşamadan adım adım bahsedilmektedir.

İnsan vücudundaki kemiklerin boyutları; kişinin yaşı, cinsiyeti ve genetik durumları ile değişiklik göstermektedir. Böyle bir durumda elde edilen modelleri, modellerin boyutlarını veya sonuçları karşılaştırmak zor olsa da literatürden birtakım kaynaklar ile değerlendirmesi çalışmanın gidişatı açısından önemlidir.

Şekil 2.11'da 3 boyutlu servikal omurga modelleme aşamaları gösterilmiştir. Bilgisayarlı tomografi sonuçlarından sonra 3 boyutlu model elde edilmiştir.

> "Üçüncü servikal vertebradan yedinciye kadar olan beş servikal vertebra ve bunların arasındaki diskler ikinci fonksiyonel birim tipini oluşturur. Bu tipin birincil görevi başa ve çevresine mekanik destek olmak, ikincil görevi ise kafanın hareketliliğini sağlamaktır. Klinik pratikte karşılaşılan ağrılı durumların çoğu servikal omurganın bu kesiminden kaynaklanır.' ve 'Servikal spinal kanal huni şeklindedir; en geniş yeri atlanto-aksiyal düzeydedir, aşağı inildikçe daralır ve en dar olduğu kesim C5 ve C6 düzeyidir. Bu nedenle servikal omurga kaynaklı ağrıların büyük bir bölümü C5 ve C6 düzeyinden kaynaklanır." [15].

Çalışmaya başlama amacı ağrılı ve sorunlu bölgeyi inceleme olduğundan dolayı burada tüm servikal omurga incelenmemiş, sadece C5 ve C6 bölümü incelenmiş olup sonuçları irdelenmiştir.



Şekil 2.11 Servikal Omurga Modelleme Akış Şeması

2.4 Servikal Omurga Modeli

Servikal omurganın biyomekanik analizinde, servikal omurganın üç boyutlu geometrik modeline dayanarak detaylı modeli oluşturmak ve daha sonrasında modele malzeme tanımlamak önemlidir.

Söz konusu C5 – C6 bölümü iki omur gövdesi olan C5 ve C6 omuru ve bu iki omur gövdesinin arasında bulunan hareket bölümleri; omurlar arası disk, omurilik bağları ve faset eklemlerinden oluşmaktadır.

Faset eklemler sinovyal eklemlerdir ve iki bitişik omurun eklem süreçleri (eklem çıkıntıları) arasında gözlemlenir. Eklemler, fizyolojik ve travmatik yüklere karşı direnç sağlayan ve omurganın kuvvetini ve stabilitesini koruyan sert ve yumuşak doku yapılarından oluşur [13].

Faset eklemleri yumuşak doku yapılarından oluşur ve genellikle katı elemanlar, boşluk elemanları veya temas elemanları kullanılarak modellenir. Bu bölümler sayesinde omur hareket yeteneği kazanır.

Faset eklemleri ve diskler yumuşak dokular olup bu çalışmada katı elemanlar kullanılarak tasarlanmış ve modellenmiştir.

Fakat servikal omur üzerine yapılan çalışmalarda faset eklem modellenmesi iyi tanımlanmamıştır.

Omurlar arası disk ve bağlar, omurga kinematiğinde önemli bir role sahip olan bu omurga bölümünün genel esnekliğine katkıda bulunur.

Modellemeler detaylı bir şekilde incelenecektir.

2.4.1 Servikal Omur Modeli

Bu çalışmada, servikal omurların iç malzeme özelliklerinin analitik sonuçlar üzerinde çok az etkisi olmadığı ve aynı zamanda çalışmanın odaklandığı nokta diskin hareketleri olduğu için tek bir malzeme (kortikal kemik) olarak atanmıştır ve servikal omurganın kemikleri izotropik elastik malzeme olarak ayarlanmıştır [6].

Bilgisayarlı tomografi tarama verileri, MIMICS programı kullanılarak C5-C6 omurları oluşturuldu (Şekil 2.12).

Daha sonra CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım – Model) modeline dönüştürülmüştür. GEOMAGIC DESING X programı yardımıyla tersine mühendislik düzenlemeleri yapılmıştır.

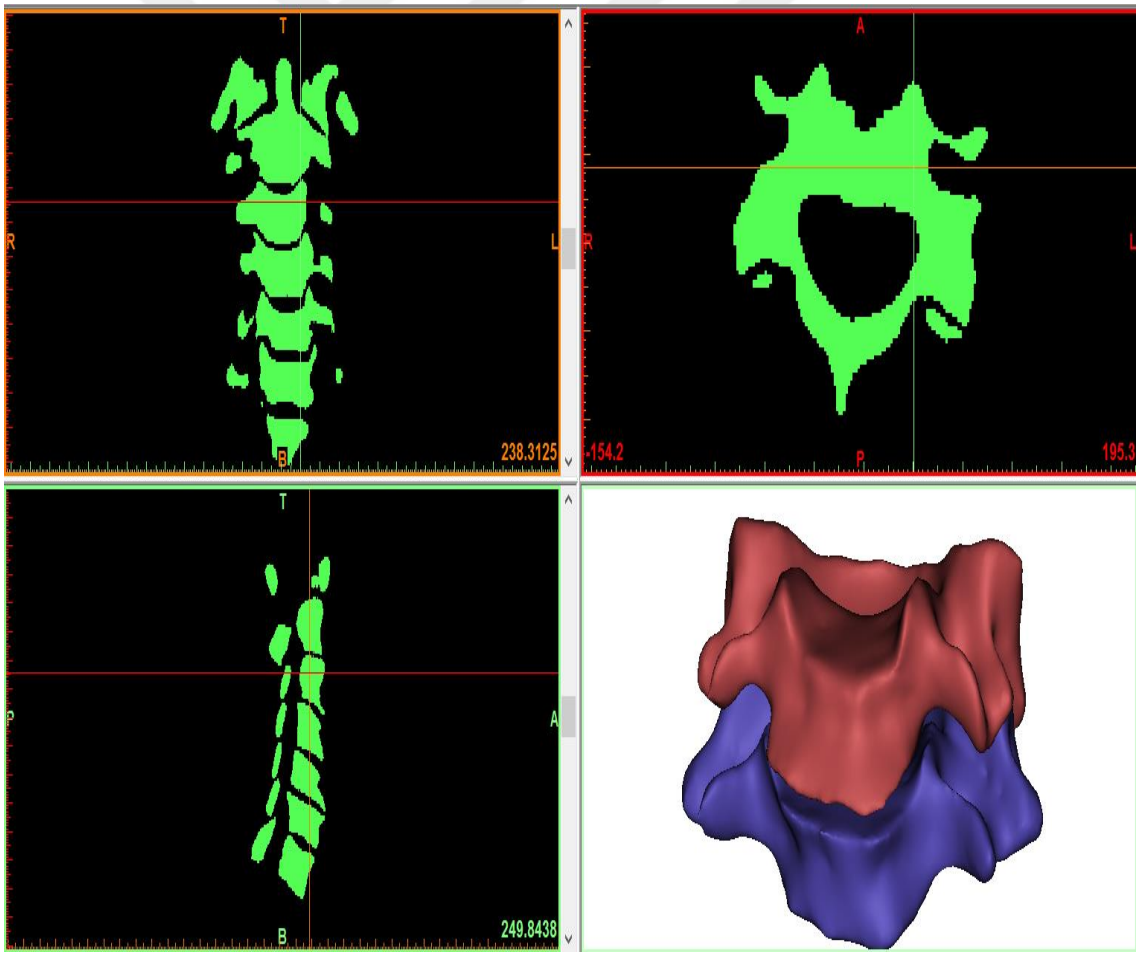
Bu işlemlerden sonra omurların sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir.

Omur C5'in genişliği yaklaşık 55.00 mm ve yüksekliği 15.08 mm'dir.

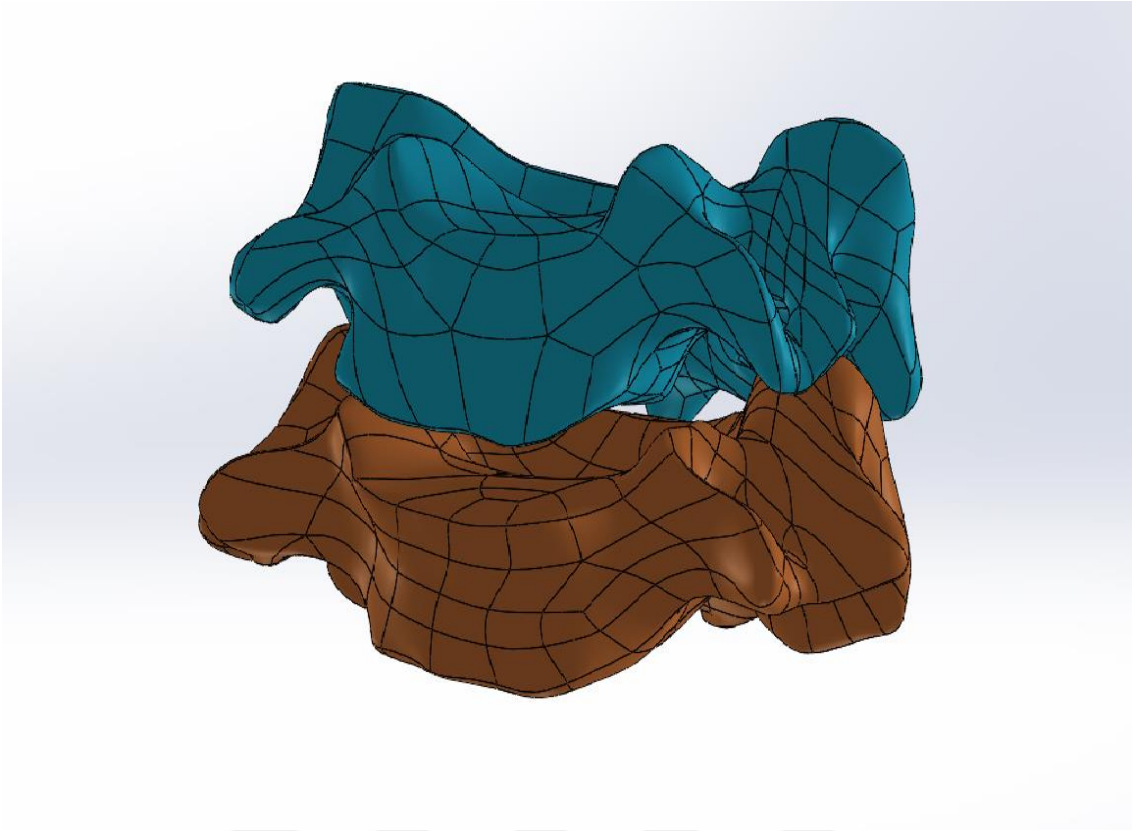
Omur C6'nın genişliği yaklaşık 62.76 mm ve yüksekliği 16.64 mm'dir (Şekil 2.13).

Tablo 2.1 Servikal Omur Parametreleri [6]

Bileşenler	**Elastik Modülü (MPa)**	**Poisson Oranı**
Vertebrae C5-C6	12,000	0.3



Şekil 2.12 MIMICS Programı Sonrası 3 Boyutlu Servikal Omurlar



Şekil 2.13 3 Boyutlu Servikal Omur CAD Modeli

2.4.2 Disk Modeli

Servikal omurlar oluşturulduktan sonra, intervertebral (omur arası) disk, nükleus pulposus (çekirdek) ve iki uç plaka ile sınırlanmış annulus fibrosus gibi bileşenleri ile tasarlandı. Düşük yoğunluğu nedeniyle, intervertebral diskler bir bilgisayarlı tomografide görünmezler. Çünkü kemik anatomisinde yumuşak yapılar ve diğer bağ dokuları (bağlar, kıkırdak dokular veya diğer yumuşak dokular v.b) için daha doğru ve ayrıntılı modelleme yapılabilmesi, ek görüntüleme teknikleri ile mümkündür.

Bu durumdan dolayı model için basitleştirilme çalışmaları yapılmış olup, disk geometrisi, C5 omurunun alt yüzeyi ile C6 omurunun üst yüzeyi kullanılarak tanımlanmıştır ve iki omur arasına uygun olarak tasarlanmıştır.

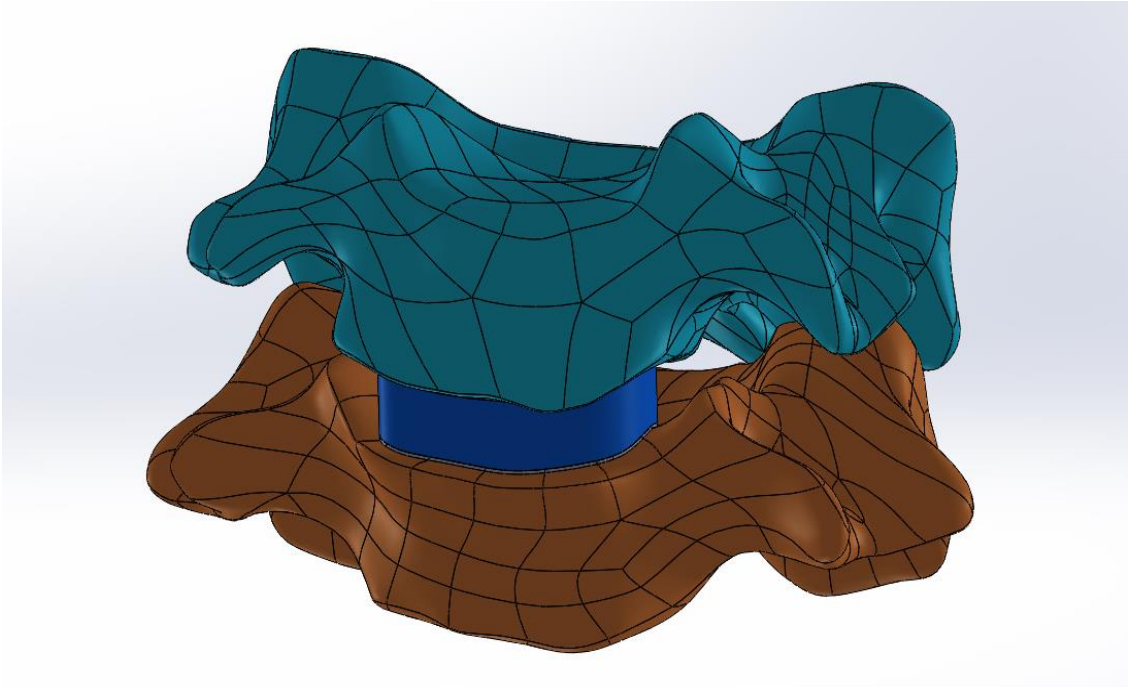
Disk, nükleus pulposus (çekirdek) ve annulus fibrosus (halka fibrozus) olarak iki bölgeden oluşturuldu. Nukleus pulposus ve annulus fibrosus alanları, nükleus pulposusunun toplam alanın %30 ila 50 arasında bir yer kapladığı dikkate alınarak tasarlanmıştır. [16].

Ancak bu çalışmada, diskin halka fibrozus (annulus fibrosus) alanındaki elastik lifler, analiz aşamasında çözümü kolaylaştırmak için tasarlanmamıştır [21]. Ve bu iki alan olan annulus fibrosus (halka fibrozus) ve nükleus pulposus (çekirdek) katı bir malzeme türü olarak tasarlanmıştır. Disk tasarımı için birçok modelleme yaklaşımı vardır. Son yıllarda nükleus pulposus (çekirdek) bir sıvı bir malzeme olarak tasarlanmaya başlanmıştır. Bu durum analiz sonuçları açısından büyük farklılıklar yaratmamasına rağmen daha gerçekçi sonuçlar elde etmek açısından oldukça önemli olduğu düşünülmektedir [17].

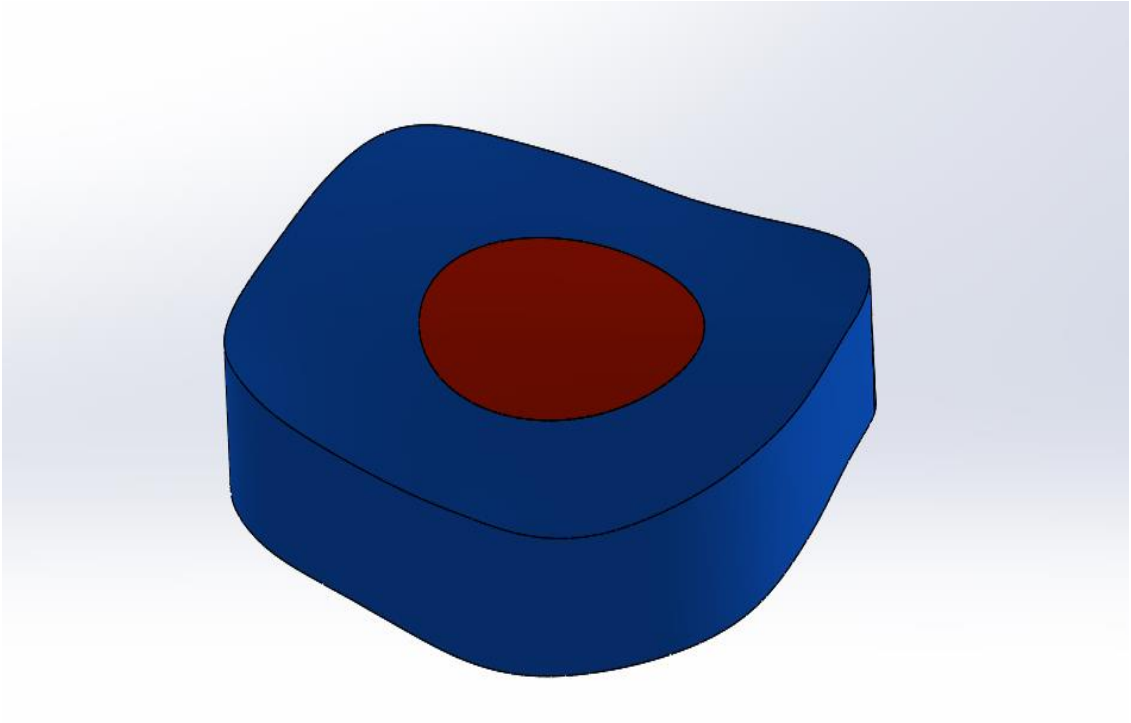
Diskin parametreleri ve modellenmesi Tablo 2.2 ve Şekil 2.14 ve Şekil 2.15'te gösterilmektedir.

Tablo 2.2 Servikal Omur Parametreleri [18]

Disk	**Elastik Modulü (MPa)**	**Poisson Oranı**
Nucleus pulposus (Çekirdek)	1	0,499
Annular fibrosus (Halka Fibrozus)	4,2	0,45
Uç Plakası (Endplate)	500	0,4



Şekil 2.14 Servikal Omurlar ile Birlikte Disk Modellemesi



Şekil 2.15 Omurlar Arası Diskin Model Görünümü

2.4.3 Bağlar

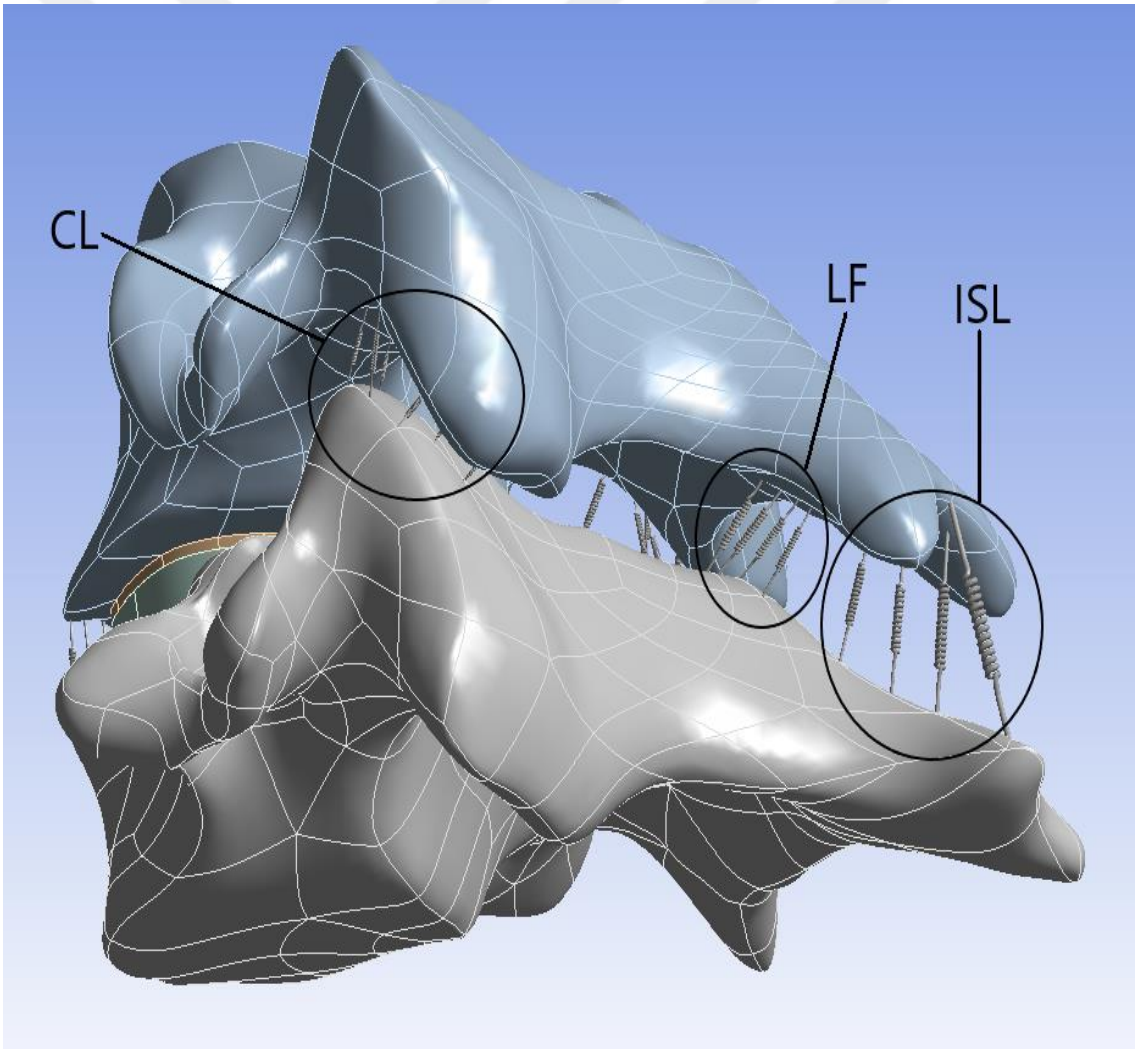
Bu çalışmada, Anterior longitudinal ligaman (ALL), posterior longitudinal ligament (PLL), ligamentum flava (LF), kapsüler ligament (CP) ve interspinöz ligament (ISL) dahil olmak üzere iki omur arasındaki tüm bağlar oluşturuldu. Tüm bağlar doğrusal olmayan (nonlinear) yay elemanı (spring) tipi kullanılarak oluşturulmuştur (Şekil 2.16 2.17, 2.18) ALL'a, omurganın uzamadaki sert tepkisini elde etmeye yardımcı olmak için daha yüksek bir başlangıç sertliği verilmiştir [19].

Tablo 2.3 ALL ve PLL Bağları Parametreleri [23]

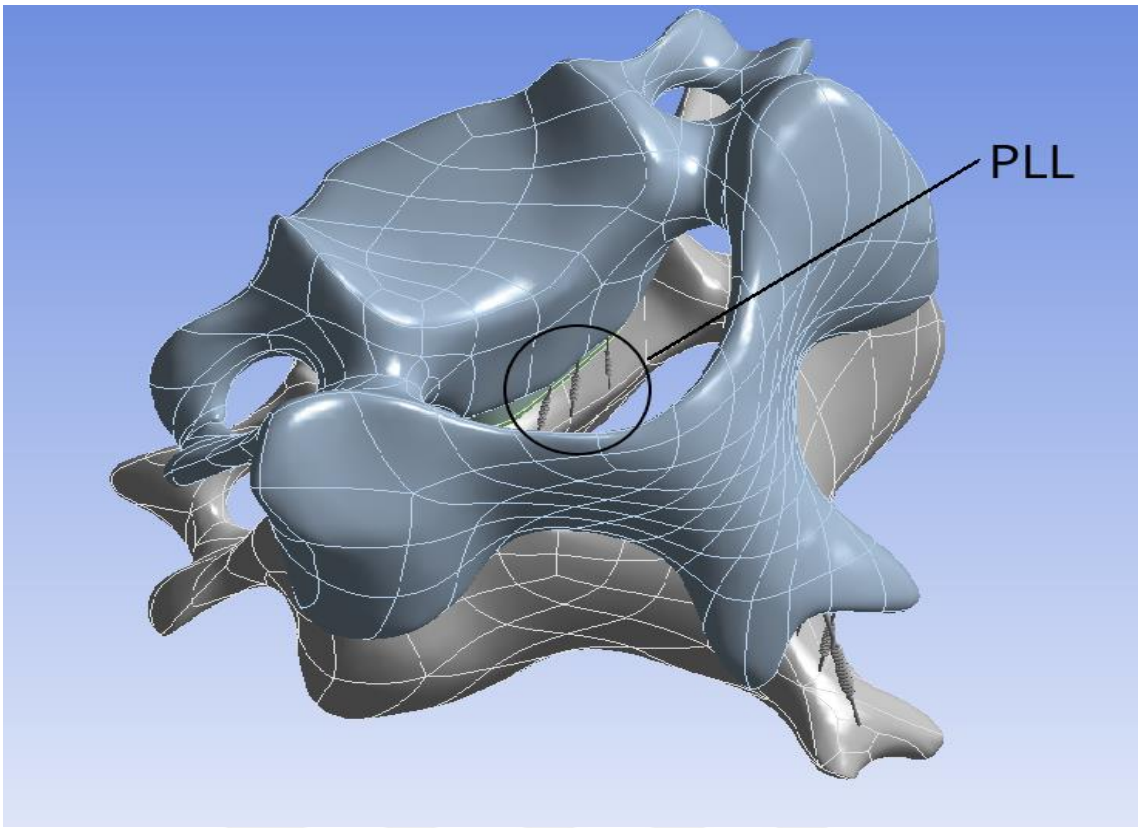
ALL		**PLL**	
Yer Değiştirme (mm)	Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Kuvvet (N)
0	0	0	0
1	35,5	0,9	1,33
2	64,9	2	29,0
4	89,7	3	51,4
5	108,6	4	71,38
6	119,6	5	85,8
		6	94,7

Tablo 2.4 ISL, LF ve CL Bağları Parametreleri [23]

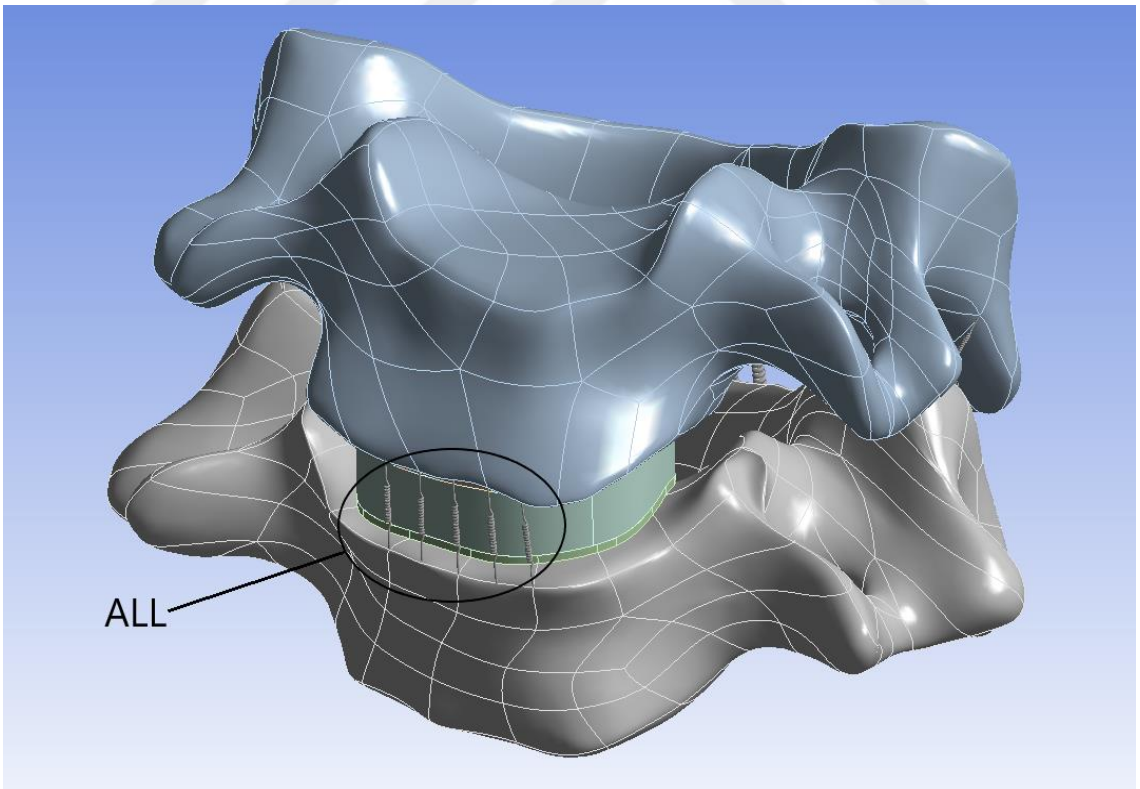
ISL		LF		CL	
Yer Değiştirme (mm)	Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Kuvvet (N)
0	0	0	0	0	0
1.2	0,75	1,7	2,2	1,7	2,4
2.7	16,9	3,74	45,9	3,9	53,6
4.0	24,4	5,61	82,9	5,8	87,9
5.4	29,5	7,48	119,6	7,7	109,4
6.7	32,9	9,35	133,7	9,7	125,8
8.1	34,9	11,3	147,2	11,5	134,8



Şekil 2.16 CL, LF Ve ISL Bağları



Şekil 2.17 PLL Bağları



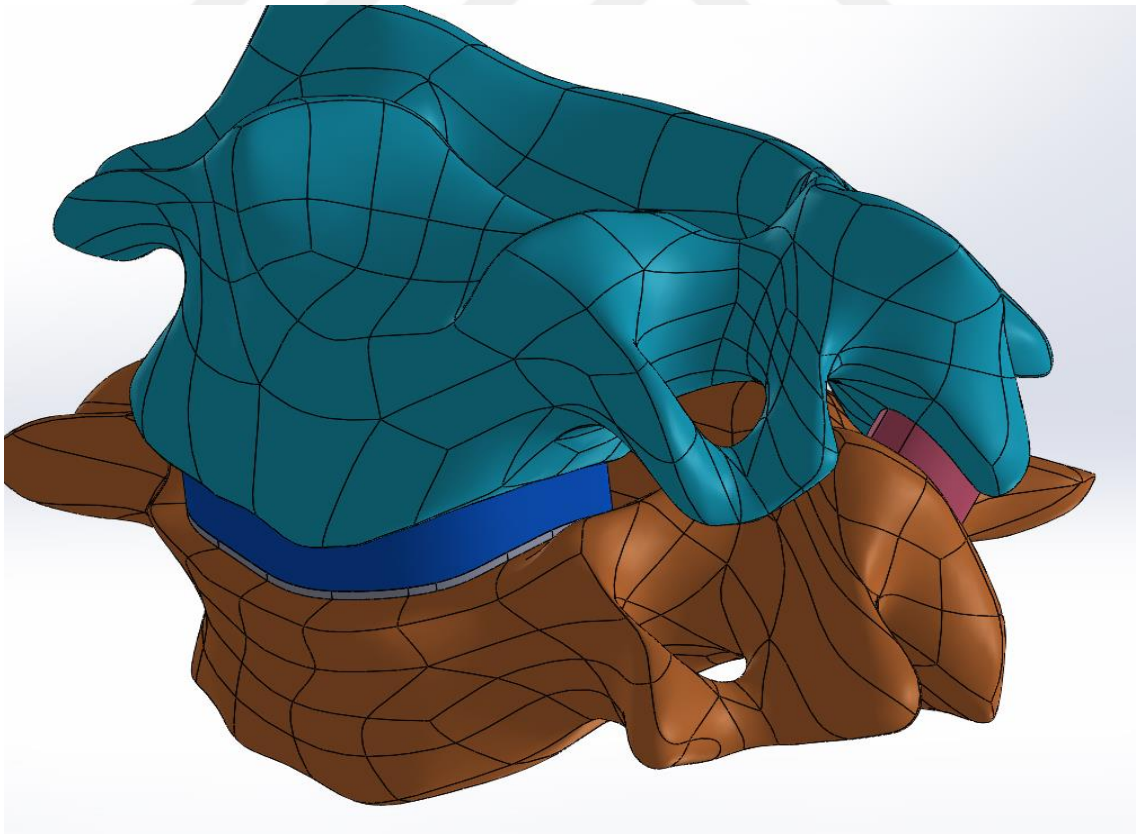
Şekil 2.18 ALL Bağları

2.4.4 Faset Eklemler

Faset eklemleri iki omurun arka komşu yüzeyleri kullanarak katı olarak modellenmiştir. Eklemler, Elastisite modülü = 10 MPa, Poisson oranı = 0,4 olan doğrusal elastik malzeme kullanılmıştır [24]. Bu çalışmada faset eklemleri faset kıkırdakları, iç akışkanı (snovyal sıvı) göz ardı edilerek detaylı olarak modellenmemiştir. Bu durumdan dolayı faset eklemleri olan model ile faset eklemleri olmayan modeller ayrı olarak analiz edilip ve karşılaştırma yapılmıştır. Böyle bir senaryo ile faset eklemlerinin bir omurga sistemindeki yeri ve önemi incelenmiştir.

Tablo 2.5 Faset Eklem Parametreleri [24]

Bileşenler	**Elastik Modülü (MPa)**	**Poisson Oranı**
Faset Eklemler	10	0.4

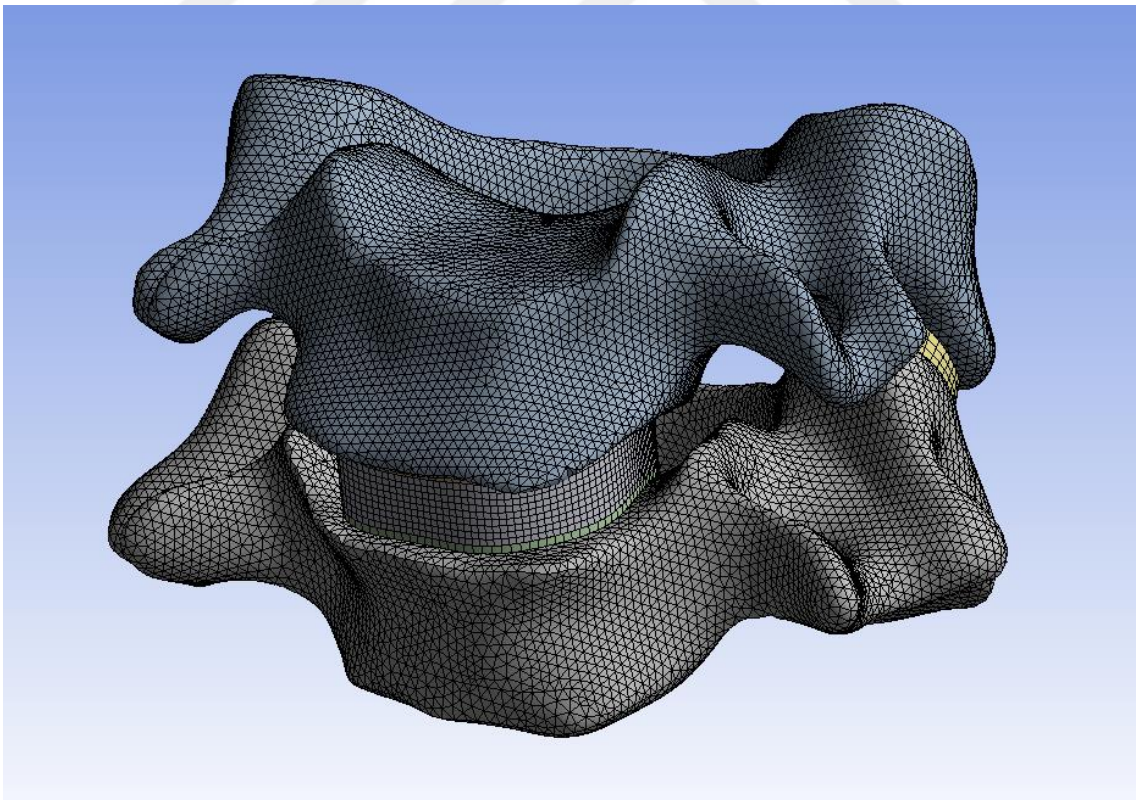


Şekil 2.19 Servikal Omur Arka Tarafında Bulunan Faset Eklemler

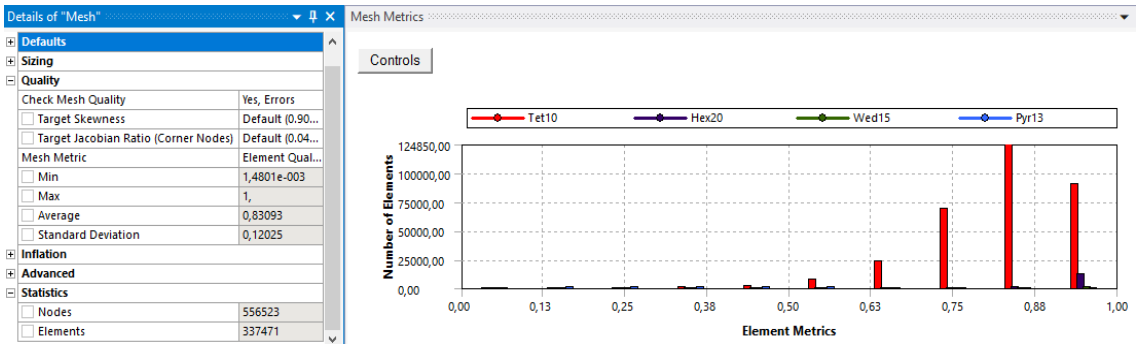
3
SONLU ELEMANLAR METODU VE YÜKLEME KOŞULLARI

3.1 Mesh (Ağ) Sistemi

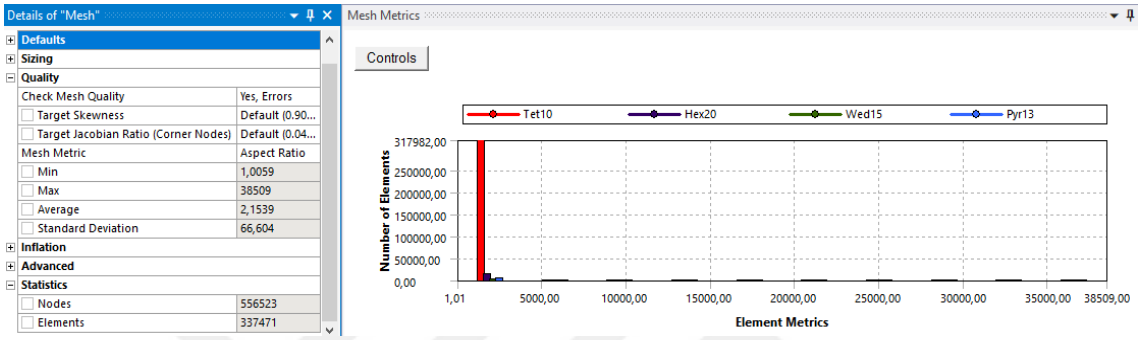
Bütün sistemin mesh (ağ) sistemi; C5 ve C6 omuru, annulus fibrosus (halka fibrozus) ve nükleus pulposus (çekirdek), endplate (uç plakası) ve faset eklemlerini içermektedir. C5 ve C6 omurları için tetrahedral elemanlar, annulus fibrosus (halka fibrozus) ve nükleus pulposus (çekirdek) için hexa/prism elemanlar, endplate (uç plakası) ve faset eklemleri için hex dominant elemanları kullanılarak sonlu elemanlar modeli tasarlanmıştır. Şekil 3.1'de C5 – C6 omur bölümünün sonlu elemanlar modeli gösterilmiştir. Sonuçlar kısmında detaylı olarak yer verilecektir. Ağ kalitesi kontrol edilmiş olup modelde kullanılması uygun görülmüştür. Ağ kalitesi ve ağ ile ilgili bilgileri aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



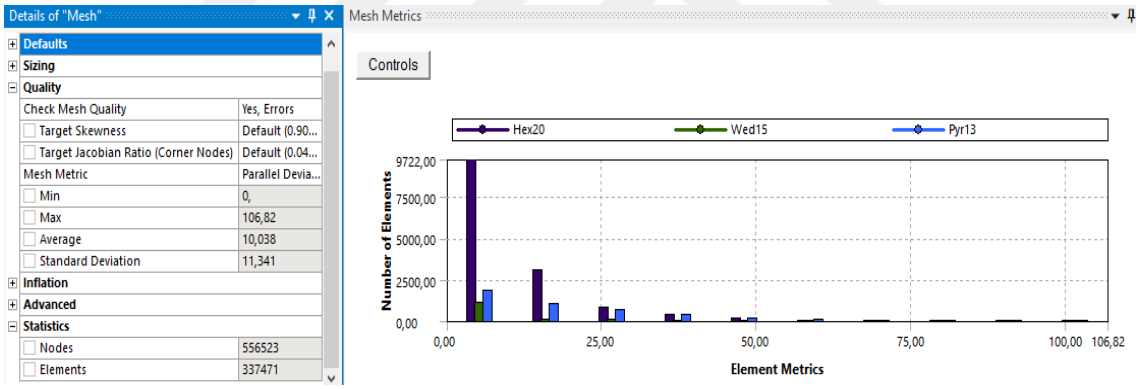
Şekil 3.1 C5 – C6 Segmentinin Sonlu Elemanlar Modeli



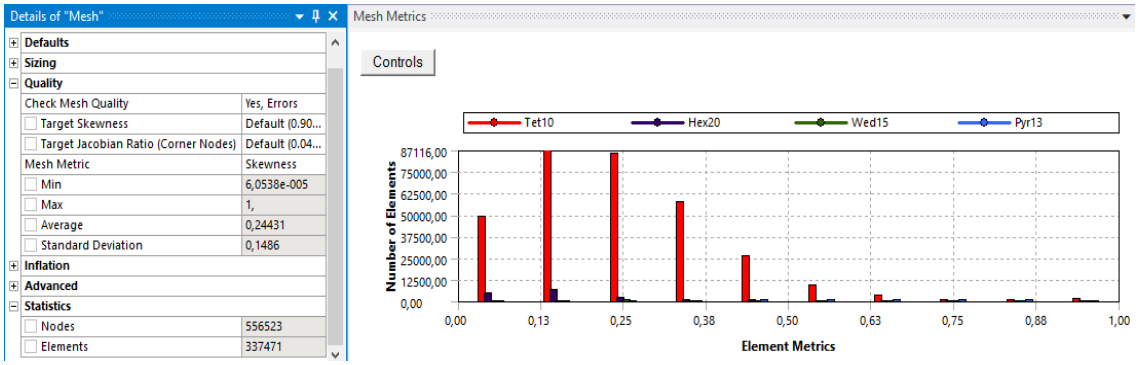
Şekil 3.2 Mesh Eleman Kalitesi



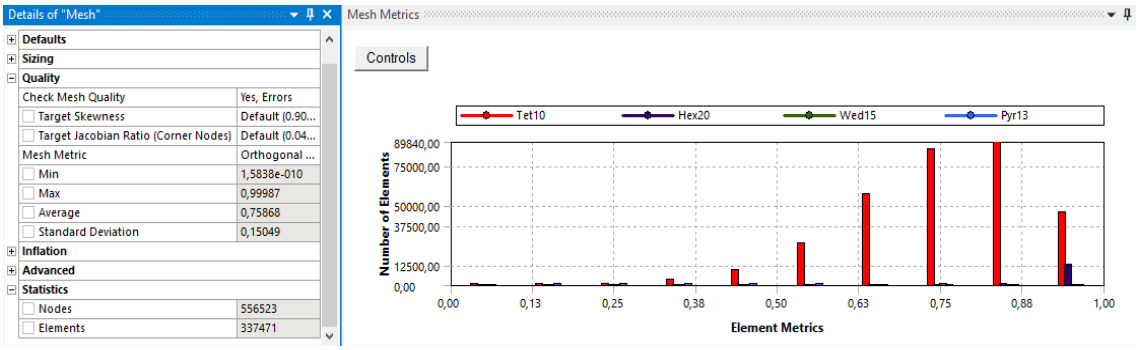
Şekil 3.3 Aspect Ratio Kriteri



Şekil 3.4 Paralel Deviation Kriteri



Şekil 3.5 Skewness Kriteri



Şekil 3.6 Orthogonal Quality Kriteri

Modelin mesh (ağ) kalitesi yukarıdaki şekillerde (Şekil 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6) verilmiştir. Şekil 3.2'de verilen mesh eleman kalitesi, ağ sisteminde kullanılan elemanların kalitesini gösterir. Element metrics (eleman metrikleri) sayısı ne kadar yüksek olursa mesh kalitesi o kadar iyi kabul edilir. Burada ortalama mesh kalitesinin 0,83 olduğu görülüyor. Bu da mesh kalitesinin oldukça iyi olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.3'te Aspect Ratio kriteri verilmiştir. Bu değerlendirme kriterinde kullanılan elamanların en boy oranı dikkate alınır. Aspect ratio oranı 1 ise meshleme (ağlama) çok iyi, 5 – 10 arasında ise kabul edilebilir, 20 ve üstü ise çok kötüdür. Bu değerlendirme kriterinde ortalama 2,1539 olarak gösterilmiştir. Mesh'in iyi ve kullanabilir olduğu görülmektedir.

Şekil 3.4'te Paralel Deviation kriteri verilmiştir. Bu değerlendirme kriterinde kullanılan elemanların yatay ve dikey kenarlarının birbirlerine göre paralelliklerine göre değerlendirilmektedir. Bu kriterde element metrics (eleman metrikleri) 0'a ne kadar yakınsa o kadar iyidir. Şekilde görüldüğü gibi element metrics 0'a yakın yerlere yoğunlaşmıştır. Ortalama ise 10,038 olarak gösterilmiştir.

Şekil 3.5'te Skewness kriteri verilmiştir. Bu değerlendirme kriteri optimum eleman boyutunun aktif eleman boyutundan çıkarılıp optimum eleman boyuna bölünmesi ile elde edilir ve ayrıca en çok kullanılan ve geçerli bir kriterdir. 0 ila 0,25 arası mükemmel, 0,25 ila 0,50 iyi, 0,80 ila 0,94 kabul edilebilir, 0,98 ila 1 arası ise kabul edilemez bir mesh kalitesi olarak tanımlanır. Şekil incelenirse kullanılan mesh'in 0 ila 0,50 arasında yoğunlaştığı görülmektedir. Ortalama ise 0,24431 olarak gösterilmiştir.

Şekil 3.6'da Orthogonal Quality kriteri verilmiştir. Bu değerlendirme kriteri kullanılan elemanların merkezinden kenarına olan uzaklığın, komşu elemanların merkezine olan uzaklığına oranı ile değerlendirme yapılmaktadır. Mesh metrics (ağ metriği)'in 1'e yakınlığı kaliteyi belirler. Burada ortalama mesh metrics (ağ metriği) 0,75868 olduğu görülmektedir. 0,70 ila 0,95 aralığı oldukça iyi bir mesh kalitesi olduğunu göstermektedir [25].

Mesh sistemi, kalite kriterlerine göre incelendiğinde mesh elemanlarının bu modelde kullanılabileceği gösterilmiştir. Kriterlere göre mesh kalitesinin oldukça iyi olduğu şekillerde görüldüğü gibi ayrıca yukarıda açıklanmıştır. Mesh sisteminde kullanılan Node (Düğümler) sayısı: 556523, Element (Elemanlar) sayısı: 337471 olduğu görülmektedir.

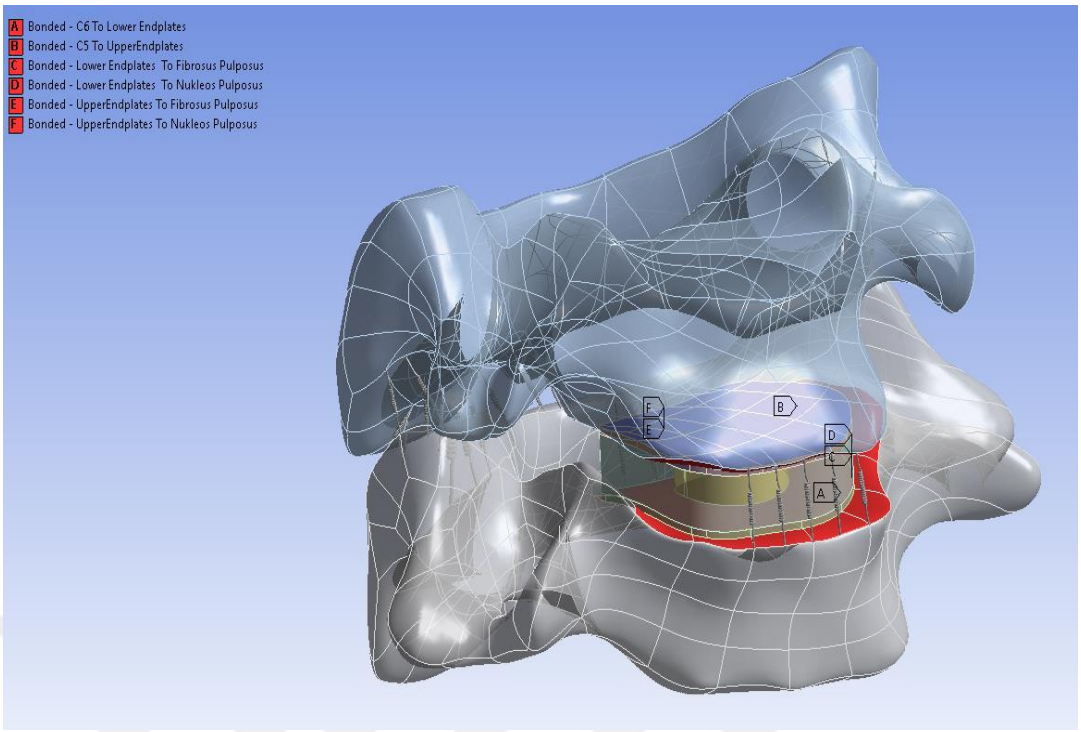
3.2 Model Temas ve Bağlantıları

Bir modelin ya da tasarımın önemli aşamalarından birisi temas noktalarıdır. Bu kısımların üzerinde analiz öncesinde iyi düşünülmesi gerekmektedir. Çünkü bir modelin hareket yapısı ve gösterdiği davranış kendi içerisinde ya da başka bir model ile olan temas ve bağlantı noktaları ile değişkenlik gösterir. Tasarlanan bir modelin mekanik davranışı incelenerek analiz programları üzerinde uygun temas seçeneği ile oluşturulması gerekmektedir.

İki omur arasında bulunan intervertebral diskler son plak ile komşu iki omurla bağlanmaktadırlar [26].

Disklerin birçok görevi bulunur fakat burada yapının temas bağlantısını incelediğimizden dolayı bu görevini hatırlatmamız gerekmektedir; Diskler omurgadaki hareketlerin çoğunda rol oynamakla birlikte omur bölgesindeki hareketi kısıtlamak ve gelen yükü plakalar üzerinde düzgün olarak dağıtılmasını sağlamakla da görevlidir.

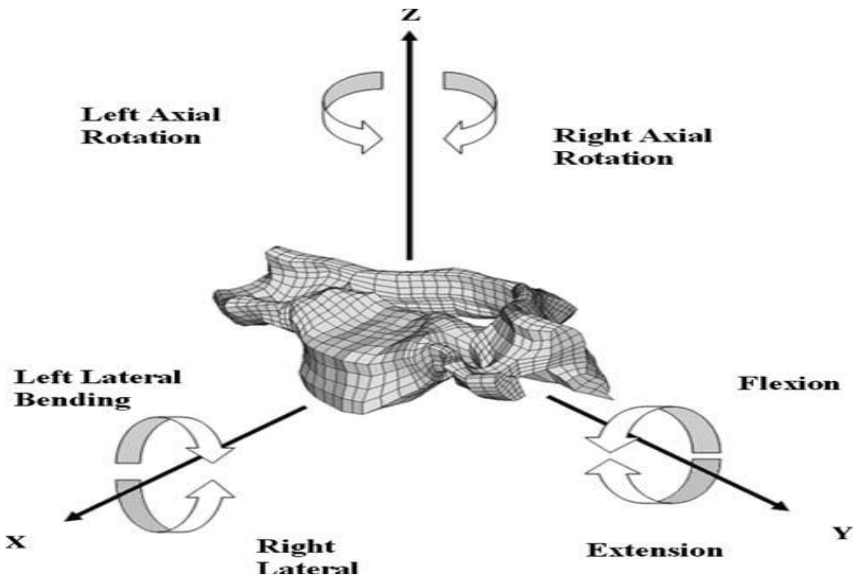
Bu bilgiler ışığında Ansys programında C5 ve C6, disk ve son plakların temas bağlantıları bonded (bağlı) olarak tasarlanmıştır. Şekil 3.7'de temas noktaları ve temas şekli gösterilmektedir.



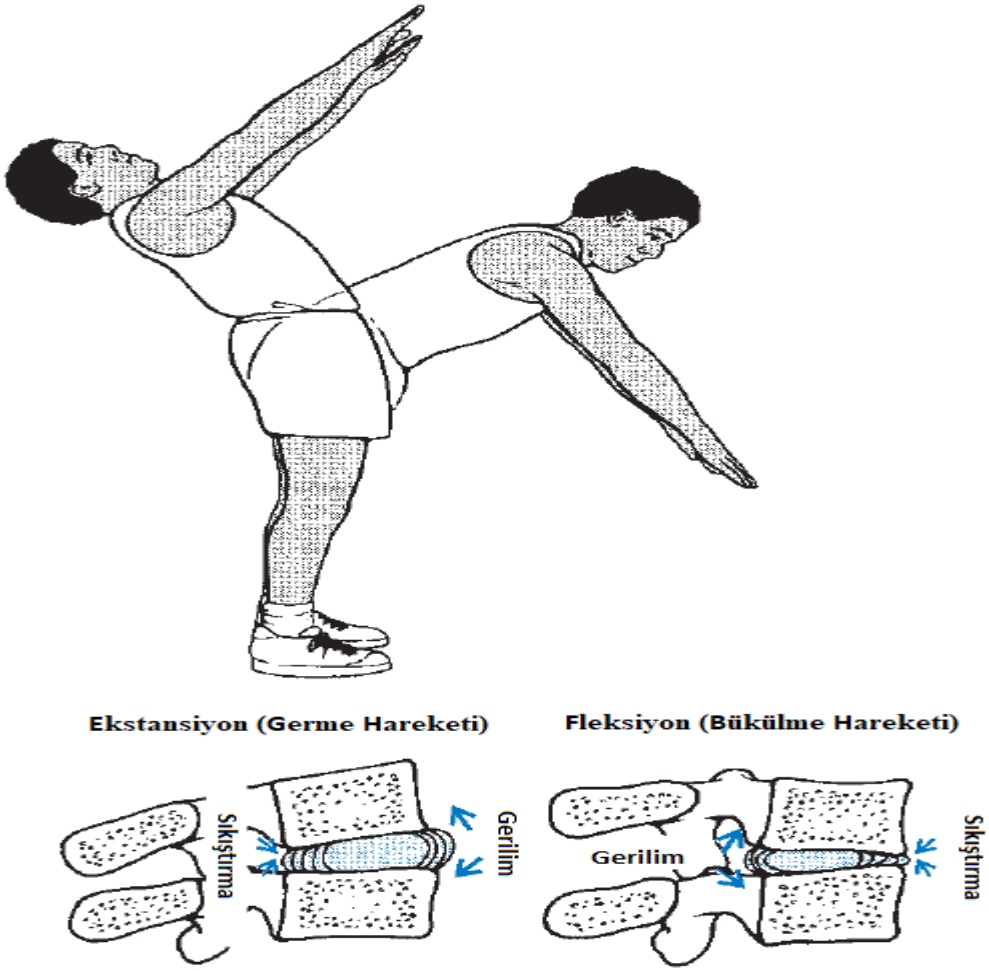
Şekil 3.7 Modelin Temas Bağlantıları

3.3 Yükleme Koşulları

Bu çalışmada modele oturma koşulları göz önüne alınarak fleksiyon (bükülme hareketi) ve sıkıştırma kuvvetleri uygulanmıştır. Şekil 3.8'de yapılan yüklemelerin ve momentlerin yönleri gösterilmiştir. Şekil 3.9'da ise fleksiyon (bükülme hareketi) ve ekstansiyon (germe hareketi) durumunda diskin davranışını göstermektedir.



Şekil 3.8 Deneyler ve Sonlu Elemanlar Modeli İçin Moment Yönleri [26]



Şekil 3.9 Gövde Hareketleri Sonucunda Diskin Davranışı [10]

Şekil 3.9'da intervertebral diskin ön ve arkasında oluşan sıkıştırma ve gerilmelerini göstermektedir. Fleksiyon (bükülme hareketi) diskin posterior (arka bölgesinde) bir gerilme oluştururken aynı zamanda ön bölgede ise sıkıştırma oluşturmaktadır. Diskin bu davranışı ile temas durumu da analiz edilebilmektedir. Ekstansiyon (germe hareketi) ile de diskin ön bölgesinde bir gerilim oluşurken diskin posterior (arka bölgesinde) ise sıkıştırma meydana gelmektedir. Bu gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri zaman zaman oldukça büyük kuvvetler olmaktadır. Bu durumda diskte disk hernisi (bel ve boyun fıtığı) gibi bazı hastalıkların oluşmasına neden olmaktadır. Diskler gövde ve boyun hareketleri sonucunda gösterdiği bu davranışları kaslar ve bağlar ile görev alarak göstermektedirler. Bu çalışmada model için oturma koşullarında boynun hareketi göz önüne alınarak fleksiyon (bükülme hareketi) ve sıkıştırma yüklemesi incelenmiştir.

4
C5 – C6 OMUR BÖLGESİNE SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN UYGULANMASI

4.1 Sonlu Elemanlar Analizi

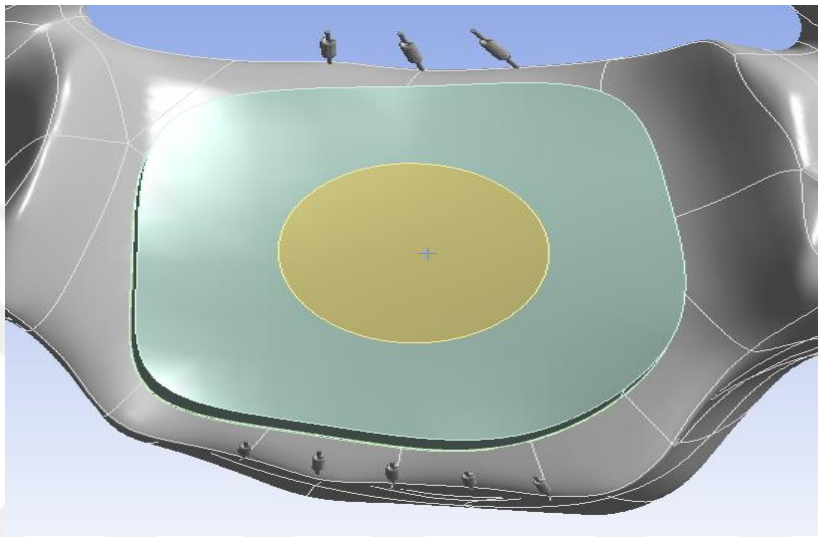
C5 – C6 omur bölgesinin modeli sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiştir. Çalışmanın ortaya çıkış amacının bir kişinin vücut yapısına göre yanlış ve sağlıksız bir oturma pozisyonu olduğu için bu çalışmada fleksiyon (bükülme hareketi) ve sıkıştırma kuvvetleri irdelenmiştir. Burada bahsedilen yanlış pozisyon; kafanın boyuna göre öne doğru duruş şekli olarak düşünülmüştür. Bu fleksiyon ve sıkıştırma kuvvetleri gibi yüklemelere özellikle diskin tepkileri, faset eklemlerin önemi ve disk boşluğunda oluşan yer değiştirmeler analiz edilmiştir.

Bu çalışmada ayrıca diskin yüzey alanının değişmesi ile vertebral diskte ne gibi değişikler olacağı ve aynı zamanda diskin gelen kuvvet ve yüklemelere karşı göstereceği tepkilerin görülmesi amacıyla iki farklı model elde edilmiştir. Bu modellerin ilkinin disk yüzey alanı 303,98 mm^2 olarak modellenirken diğer modelimiz ise 414,99 mm^2 olarak modellenmiştir. Vertebral diskler yaşlandığında basılarak daha geniş bir yüzey alanı oluşturur ve diskin arka yüzeyi arka bölgede bulunan eklemlerle temas alanlarında artma olur. Bu temasların artması ise bir takım yapısal değişiklikler meydana getirerek bazı sorunları da ortaya çıkarmaktadır [26]. Bu yüzden bu bilgiler ışığında diskin temas yüzeyi arttırılmış olup arka kısımlarda taşma yapılmamış ve iki omur arası mesafe değiştirilmemiştir.

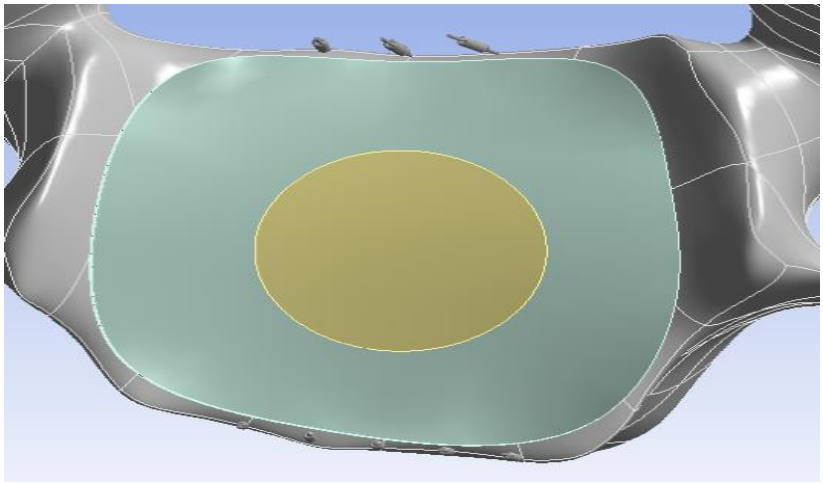
Faset eklemlerin C5-C6 bölümündeki önemini ve sistemdeki tepkilerini görmek amacı ile de bu yüzey alanı farklı olan iki modele ayrıca faset eklemleri eklenerek analizler tekrarlanmıştır. Faset eklem eklenip analizi tekrarlanan modeller ayrı bir başlıkta gösterilmiştir.

Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 de iki farklı modelimiz verilmiştir. Disk yüzey alanı daha geniş olan modeli yüzey alanı küçük olan model ile kıyasladığımızda yüzey alanı geniş olan model daha düzgün olmayan katı disk modeline sahip olduğu şekilde

görülebilmektedir. İki modele aynı kuvvetler ve yükler atanmış olup bu modellerin disk bölgesinde olan değişimleri detaylıca irdelenmiştir. Daha önceki bölümlerde verilen şekiller ve model ile ilgili bahsedilen özellikler, bilgiler ve parametreler disk yüzey alanı küçük olan model üzerinden açıklanmış, yüzey alanı büyük model için ayrıca açıklanmamıştır. Bunun sebebi olarak iki modelin disk yüzey alanları haricinde birbirinin aynısı olmasıdır. İki model için aynı özellikler ve aynı parametreler geçerlidir.



Şekil 4.1 Disk Yüzey Alanı 303,98 mm^2 Olan Model



Şekil 4.2 Disk Yüzey Alanı 414,99 mm^2 Olan Model

Şekil 4.1 ve 4.2 incelendiğinde iki modelin disk yüzey alanı farkı açıkça görülmektedir. İki modelin disk yüzeyi omurların disk boşlukları göz önüne alınarak tasarlanmıştır.

Bu çalışmada ek olarak faset eklemleri modele sonradan eklenmiş ve faset eklemli modellerinde karşılaştırılması yapılmıştır.

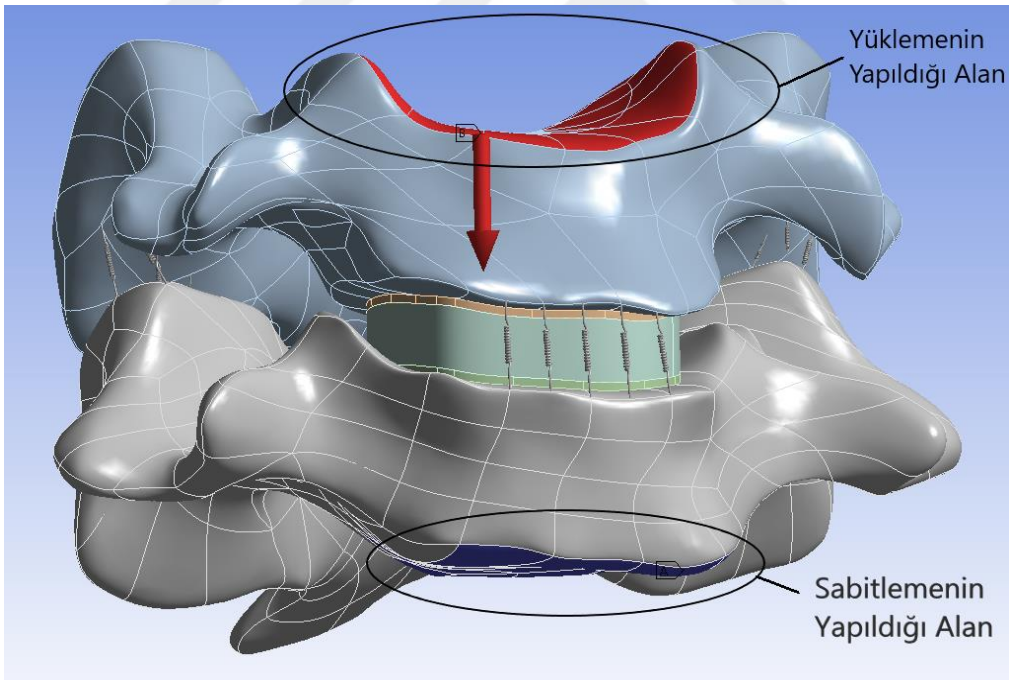
4.2 Faset Eklemleri Dahil Olmayan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi

C5 – C6 Omur bölümünün faset eklemleri haricinde modellenip bu modelin sonlu elemanlar analizi yapılmış sonuçlar birbirleri ve literatür ile karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırmada kolaylık olması amacıyla disk yüzey alanı diğerinden küçük olan model 1. Model, disk yüzey alanı diğerinden büyük olan model 2. Model olarak adlandırılmıştır.

4.2.1 Sıkıştırma Analizi

Modelde C6 omurunun alt yüzeyinde bulunan disk boşluğu sabitlenmiştir. C5 omurunun üst bölümünde bulunan disk boşluğuna ise sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N sıkıştırma yüklemeleri yapılmıştır.



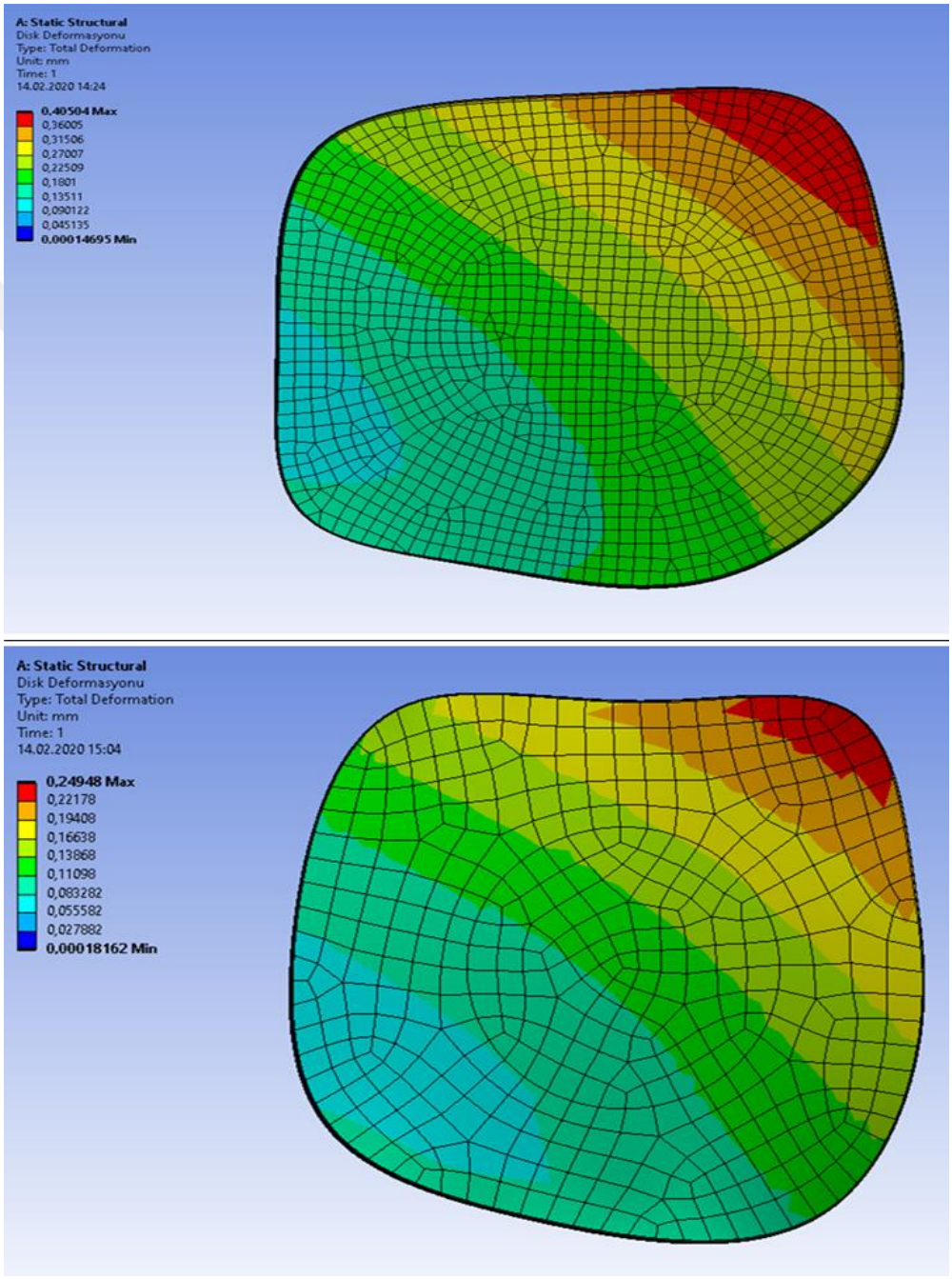
Şekil 4.3 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar

Şekil 4.3'te yüklemenin ve sabitlemenin yapıldığı alanlar ile ilgili görsel bilgi verilmiştir. Böylece C5 – C6 omur bölümünde sonlu elemanlar analizi için hazır hale gelmiştir.

4.2.1.1 Disk Deformasyonu

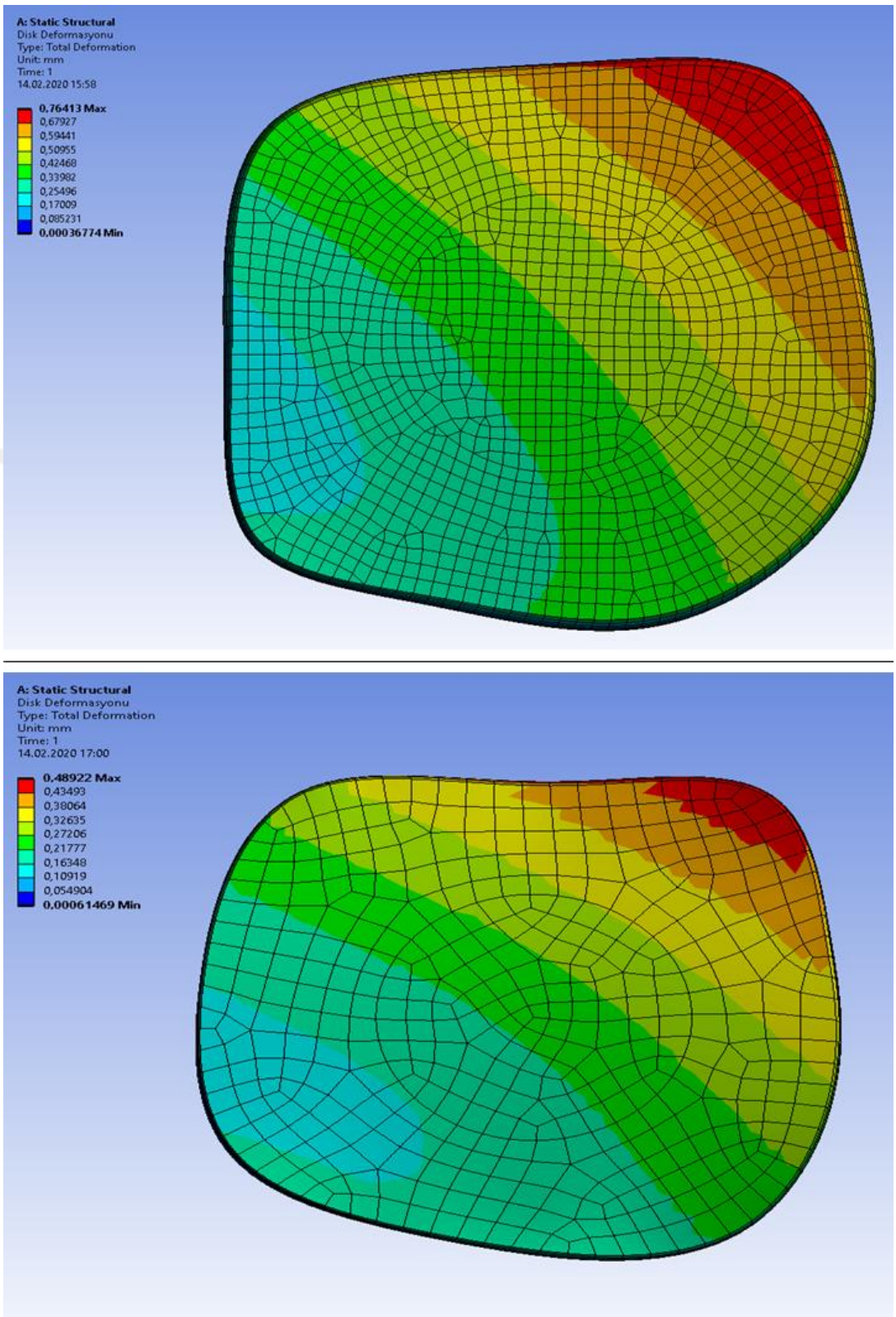
1. Model ve 2. Modele sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N eksenel yüklemeler yapılmıştır. Her yükleme sonrasında diskte oluşan deformasyonlar analiz edilip birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

100 N



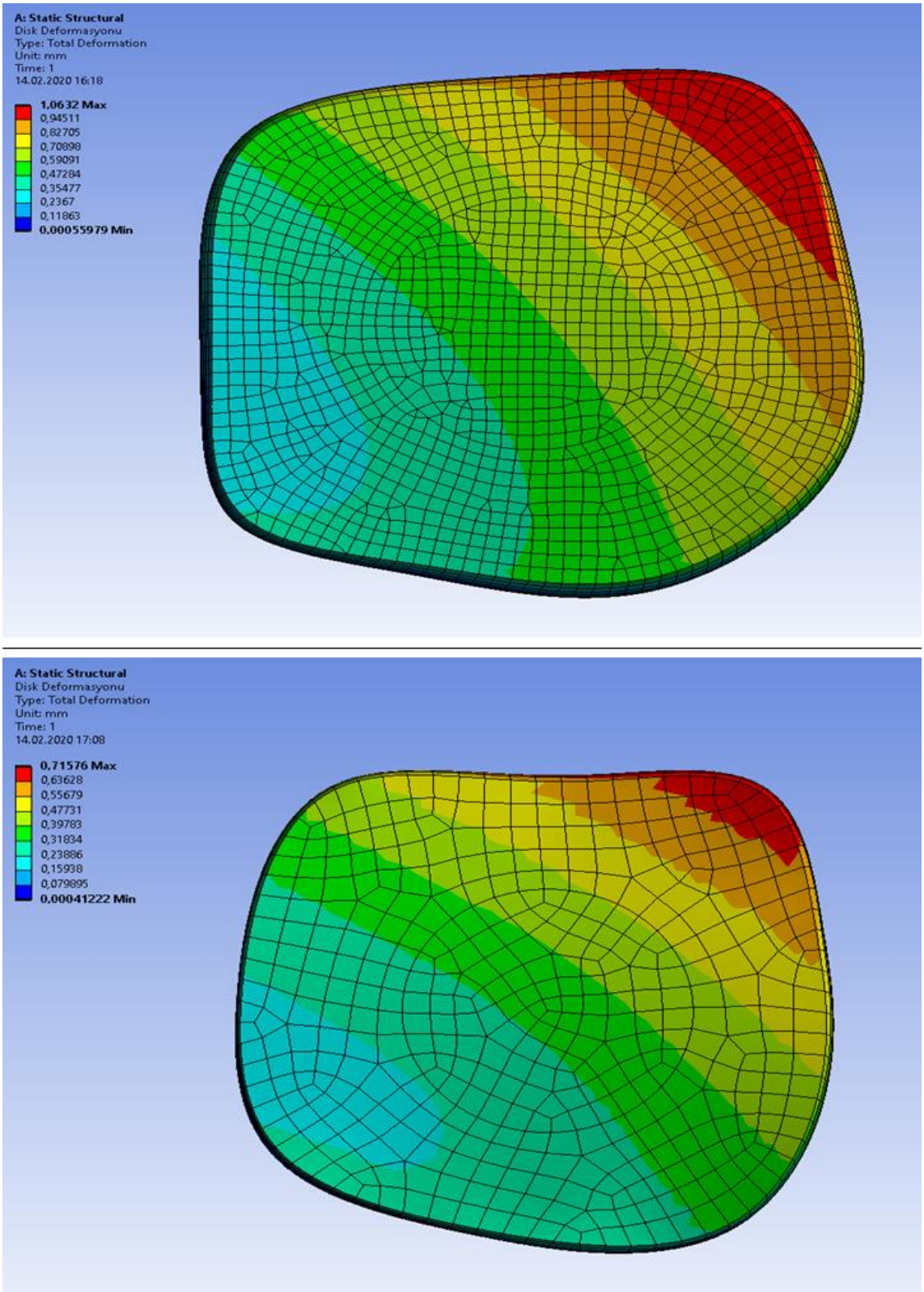
Şekil 4.4 1. Model ve 2. Modelin 100 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

200 N



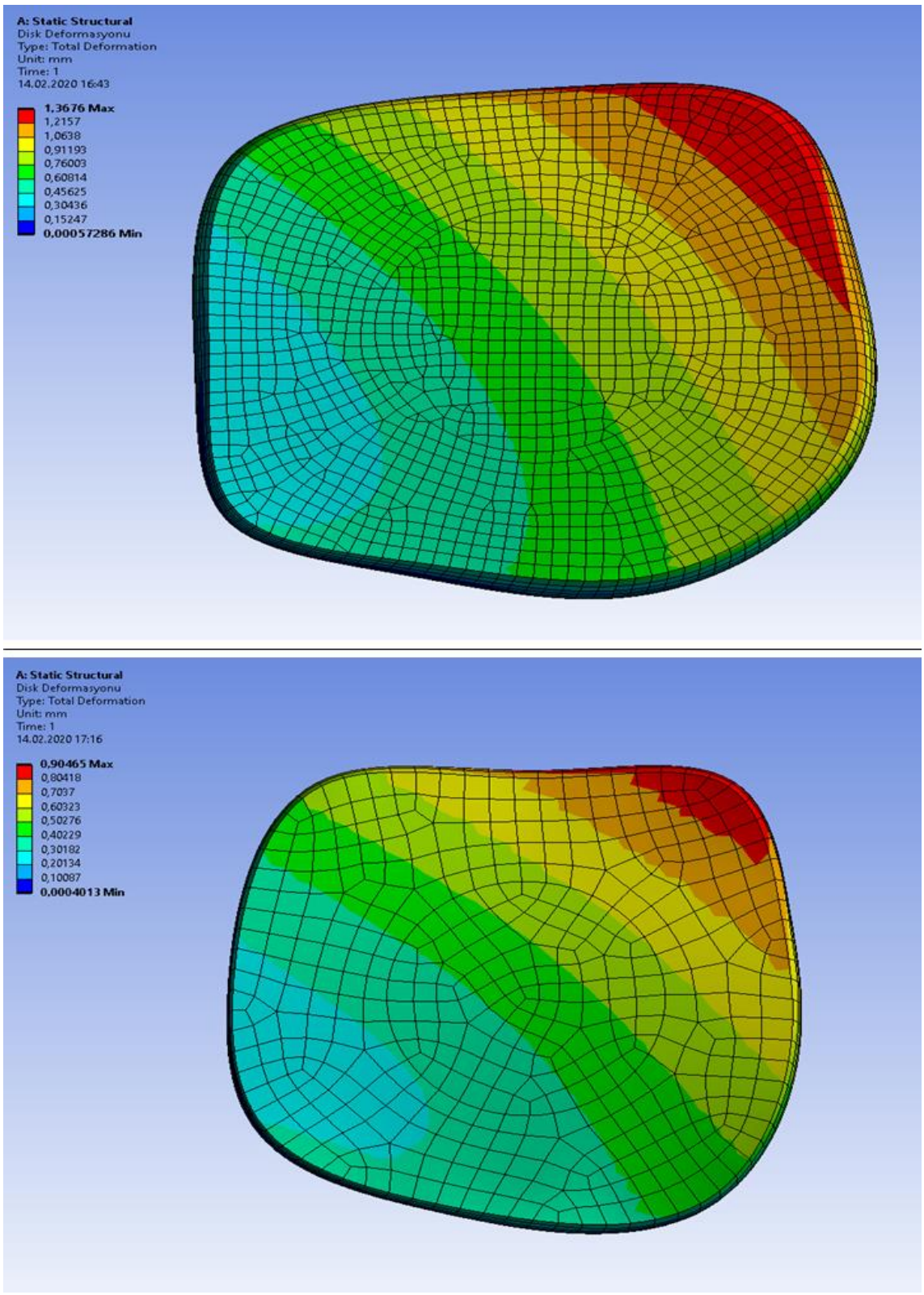
Şekil 4.5 1. Model ve 2. Modelin 200 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

300 N



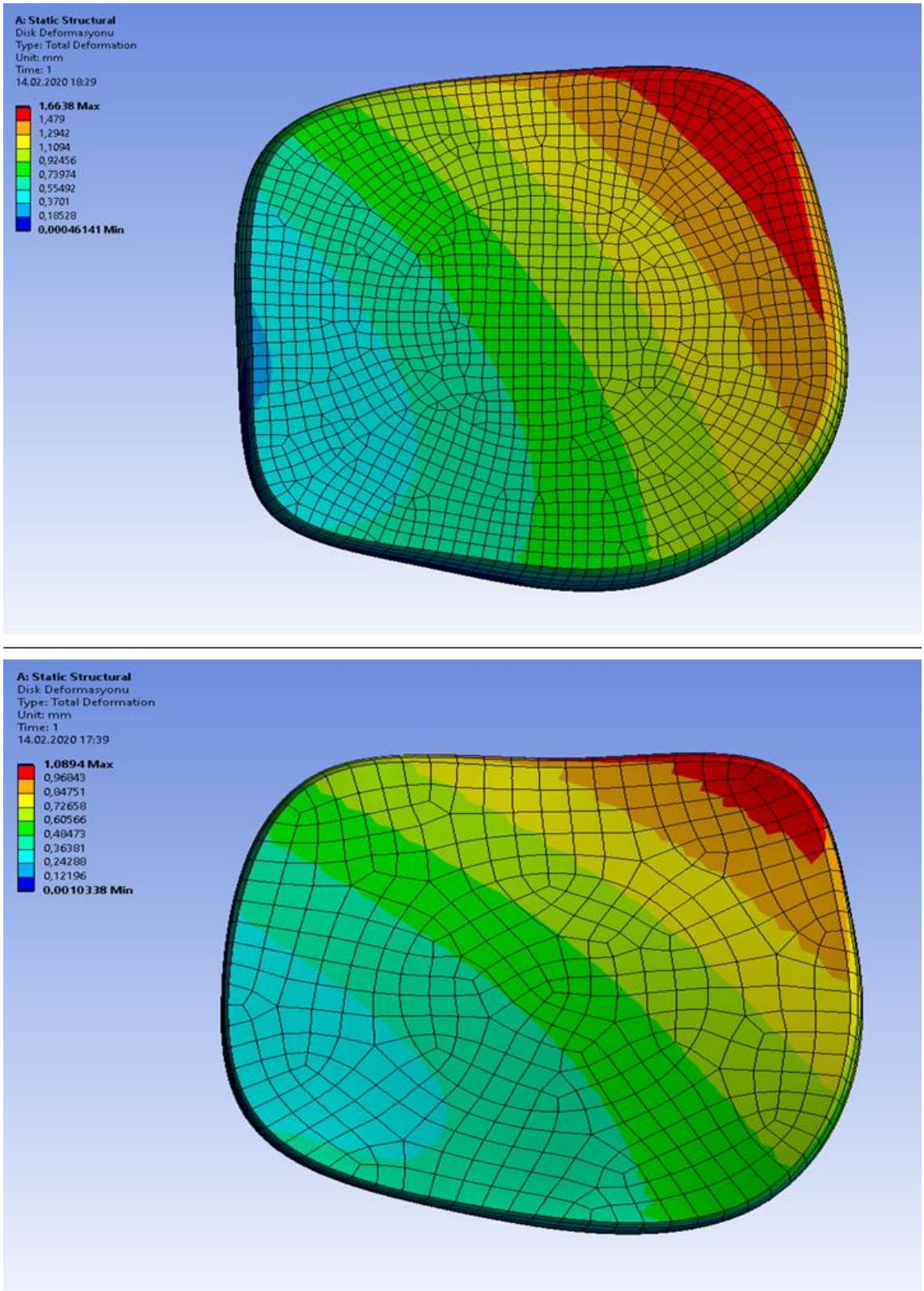
Şekil 4.6 1. Model ve 2. Modelin 300 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

400 N



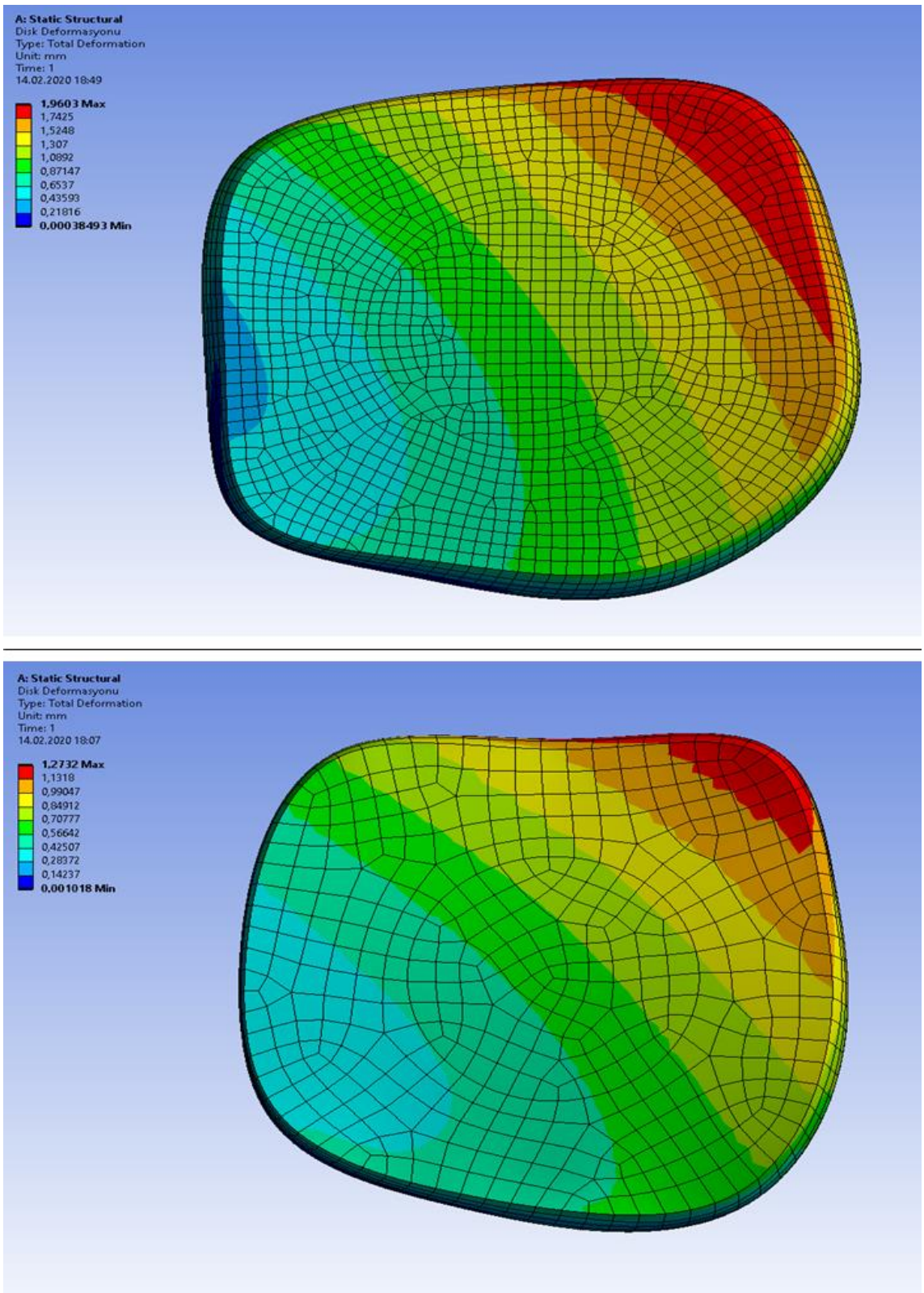
Şekil 4.7 1. Model ve 2. Modelin 400 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

500 N



Şekil 4.8 1. Model ve 2. Modelin 500 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

600 N



Şekil 4.9 1. Model ve 2. Modelin 600 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

Yukarıdaki şekillerde (Şekil 4.4 – 4.9) 1. Model ve 2. Model sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 600 N sıkıştırma yüklemesi yapılmış olup modeldeki disklerin dikey yöndeki yer değiştirmesinin birbirleri ile karşılaştırılması yapılıp sonuçları analiz edilmiştir.

Şekillerde üst kısımda bulunan diskin modeli 1. Model, sağda bulunan diskin modeli ise 2. Modeldir. Yüzey alanı farklı olan iki diskin şekillerden de görüldüğü gibi mesh (ağ) sisteminin node (düğüm) ve eleman sayısı birbirinden farklıdır. 1. Model ve diskin mesh (ağ) ile ilgili bilgileri 3. Bölümde ayrıntılı olarak irdelenmiştir. 2. Modelin mesh (ağ) bilgileri ise 1. Model ile disk harici aynı oldukları için ayrıntılı olarak açıklanmamıştır. Buradaki disk mesh sistemin tek farklılığı eleman sayısı ve eleman türü farklılık göstermektedir. 1. Modeldeki diskte kullanılan elemanlar hexa/prism iken 2. Modeldeki diskte kullanılan elemanlar ise sadece hexa elemanlardır. Bu durumun başlıca sebebi yüzey alanı değişen diskin omur disk boşluğuna yerleşmesi ve yerleştiği yüzeyin şeklini alması sonucu daha düzgün olmayan yüzeylere sahip olmasıdır. Diğer bir nedeni ise karşılaştırma yapılacağı için iki disk arasındaki farkın daha rahat görülebilir olmasını sağlamaktır.

Bu iki vertebral disk modelinin birbirleri ile mesh kalitesi olarak sonucu etkileyecek herhangi bir fark bulunmamaktadır.

Ayrıca şekillerde 1. Modeldeki diskin daha büyük gözükmesinin nedeni daha fazla eleman ve node (düğüm) sayısı bulunmasıdır. Çünkü bu durumdan dolayı disk modeline node (düğüm) ve elemanlarının daha net görüntülemesi için modele görüntü alınırken daha fazla yaklaşılmıştır ve bu durumdan dolayı da 1. Model'in diski daha büyük görünmektedir. Fakat daha önce de verilen bilgilerdeki gibi 2. Modelde bulunan diskin yüzey alanı 1. Modeldeki diskin yüzey alanından büyüktür. Şekillerde bütün yüklemelerde her iki diskinde arka kısmının sağ tarafına doğru disklerin yer değiştirmesinin yüksek olduğu görülmüştür. Bunun başlıca sebebi modelin yüzlerinin düzgün olmamasıdır. İnsan vücudundaki bulunan kemiklerin insanlar tarafında üretilen malzemeler ya da ürünler gibi düzgün bir yüzeyi yoktur. İnsan vücudundaki servikal yapısında disk ve kemikler bağlar ve kaslar ile bir arada çalışır ve birlikte hareket ederler. Fakat 3 boyutlu modellerde bu yapı sistemini ayrıntılı olarak modellemek mümkün değildir. Aynı şekilde bu çalışmada da kaslar

bulunmadığı gibi bağlar ise spring (yay) tipi elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Ayrıca bu bölümdeki modellerde faset eklemleri olmadığından dolayı bu sonuçların elde edilmesi normal ve sonuçlar literatüre uygundur.

Beklendiği gibi sıkıştırma yükü arttıkça diskin yer değiştirmesi de doğru orantılı olarak artmıştır.

Şekil 4.4'te 100 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,40504 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,24948 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.5'te 200 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,76413 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,48922 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.6'da 300 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,0632 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,71576 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.7'de 400 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,3676 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,90465 mm olarak analiz edilmiştir.

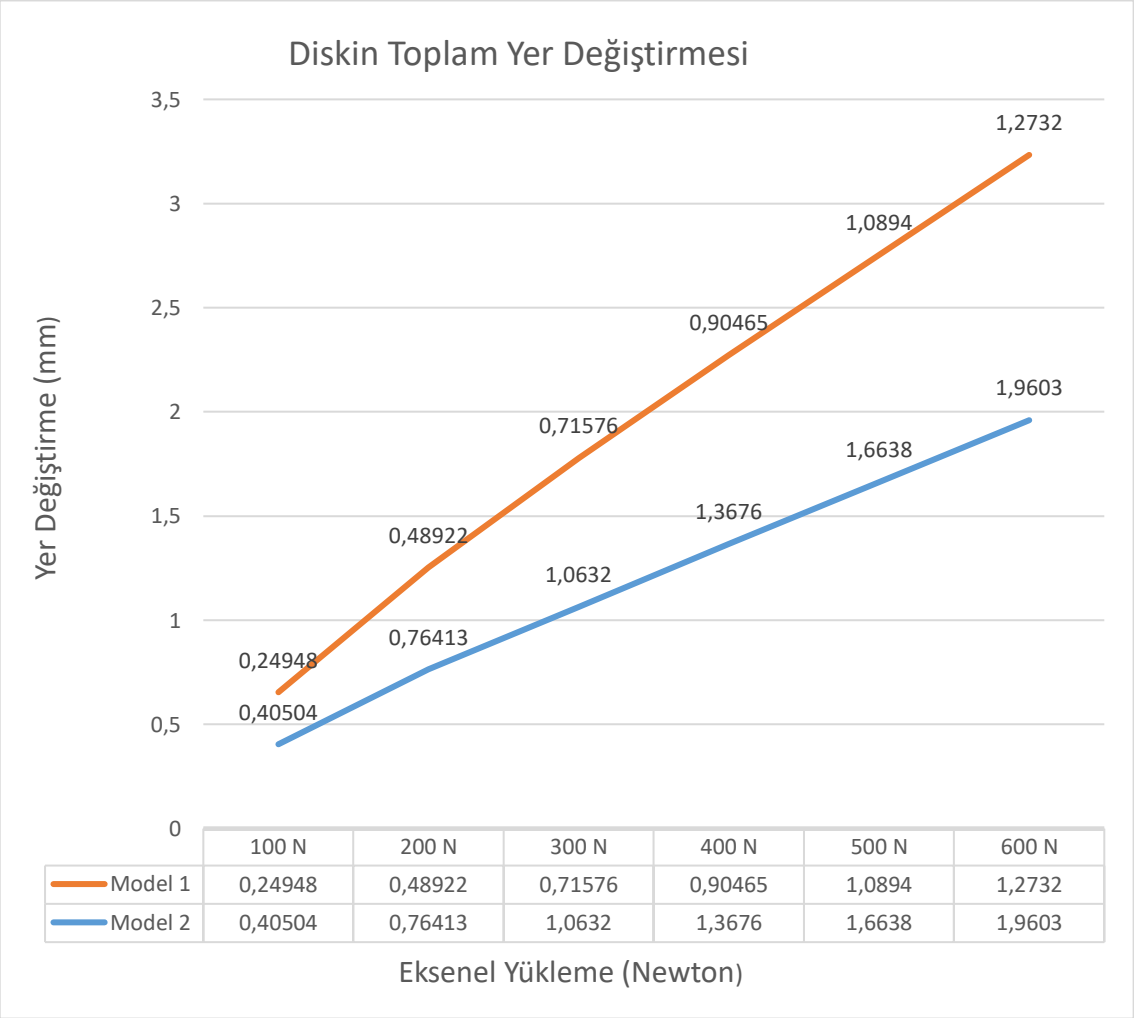
Şekil 4.8'de 500 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,6638 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,0894 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.9'da 600 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,9603 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,2732 mm olarak analiz edilmiştir.

Sonuçlarda görüldüğü gibi disk yüzey alanı daha büyük olan 2. Modeldeki maksimum dikey yer değiştirme beklenildiği gibi daha küçüktür. Bu modeldeki disk yüzeye daha iyi uyum sağladığı ve diskin arka yüzeyi daha geniş olduğu için gelen yüke daha iyi tepki verebilmiştir. Bu durumun nedeni bu bölümdeki modellerin faset eklemleri olmayışından dolayı omurların arka yüzeye doğru hareket etme isteği oluşmaktadır. Böylelikle yüzey alanı büyük olan disk bu yüklere daha iyi tepki verdiği görülmüştür.

Disklerdeki dikey yöndeki yer değiştirme disklerin doğal yapısındaki harekete göre çok fazladır. Normal şartlarda diskteki bu büyük yer değiştirmeler diskin yapısına zarar verir ve disk hernia (fıtık) gibi hastalıkların ortaya çıkmasına neden olur.

Yer değiştirme verileri karşılaştırma kolaylığı olması açısından Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.10 1. Model ve 2. Modelin Eksenel Yükleme Altında Diskin Yer Değiştirmesi

Şekil 4.10'da rahatlıkla görüldüğü turuncu renkli seri çizgisi Model 1, mavi renkli seri çizgisi ise Model 2 olarak atanmıştır.

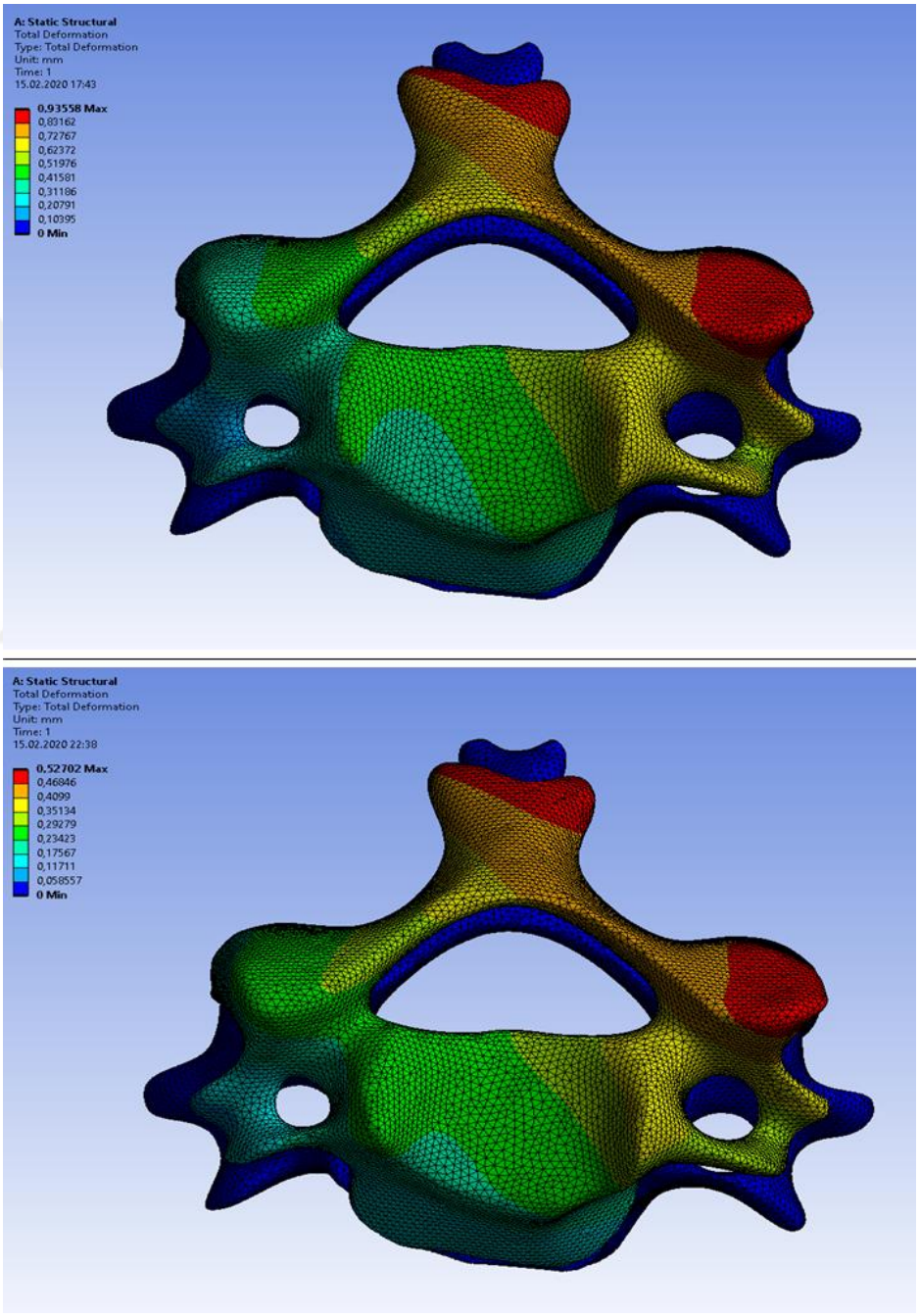
100 N'da iki diskin yer değiştirmesi birbirine yakınken bu fark yük arttıkça daha da fazla artmaktadır. 600 N'da bu fark maksimumdur ve eğer daha fazla yükleme yapılsaydı farkın daha da açılacak olduğu sonucu çizelgeden çıkarılabilir.

Buradaki yer değiştirmeler sadece diskin yer değiştirmesini göz önüne almıştır.

4.2.1.2 Toplam Deformasyon

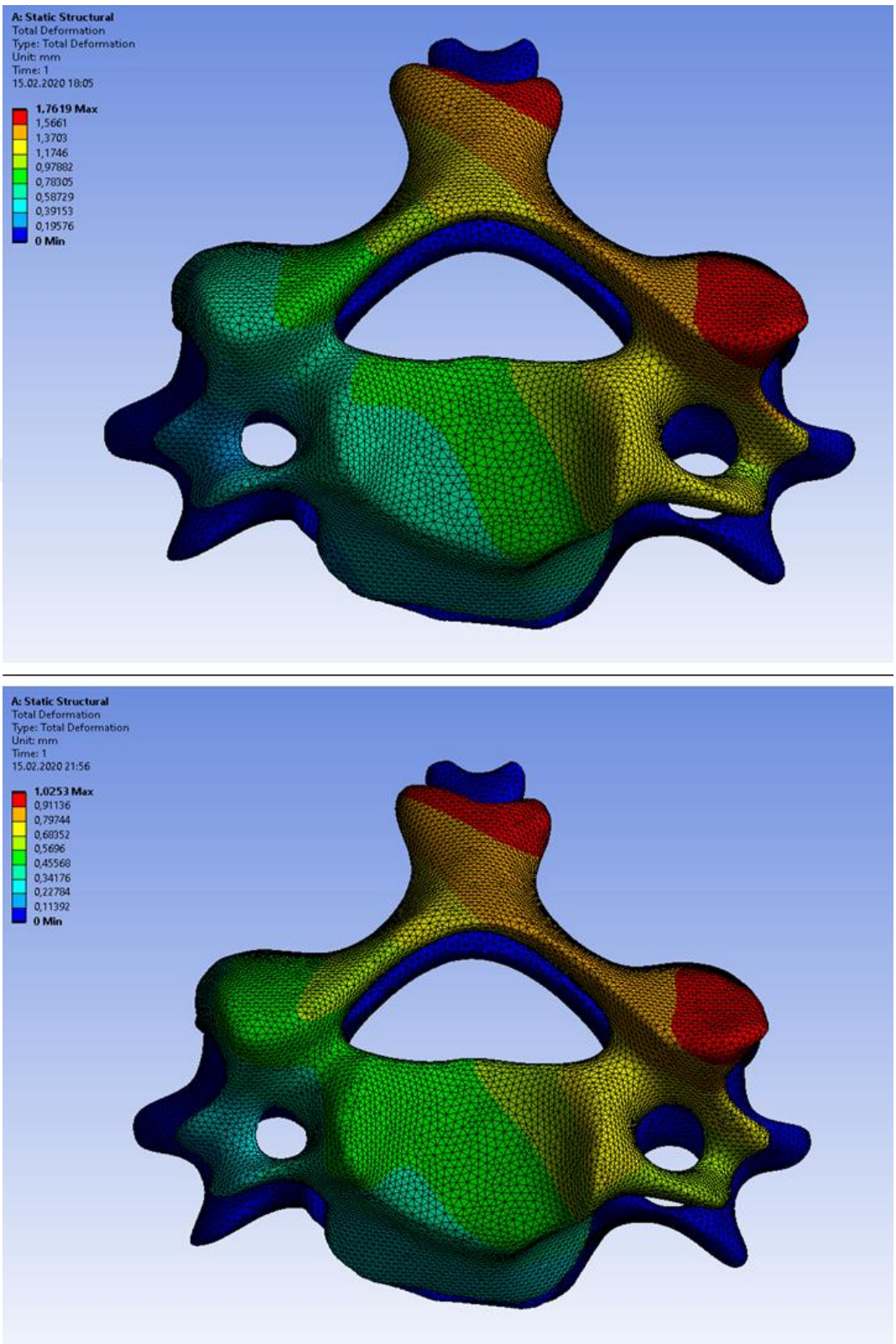
1. Model ve 2. Modele sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N eksenel yüklemeler yapılmıştır. Her yükleme sonrasında oluşan toplam deformasyonlar analiz edilip birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

100 N



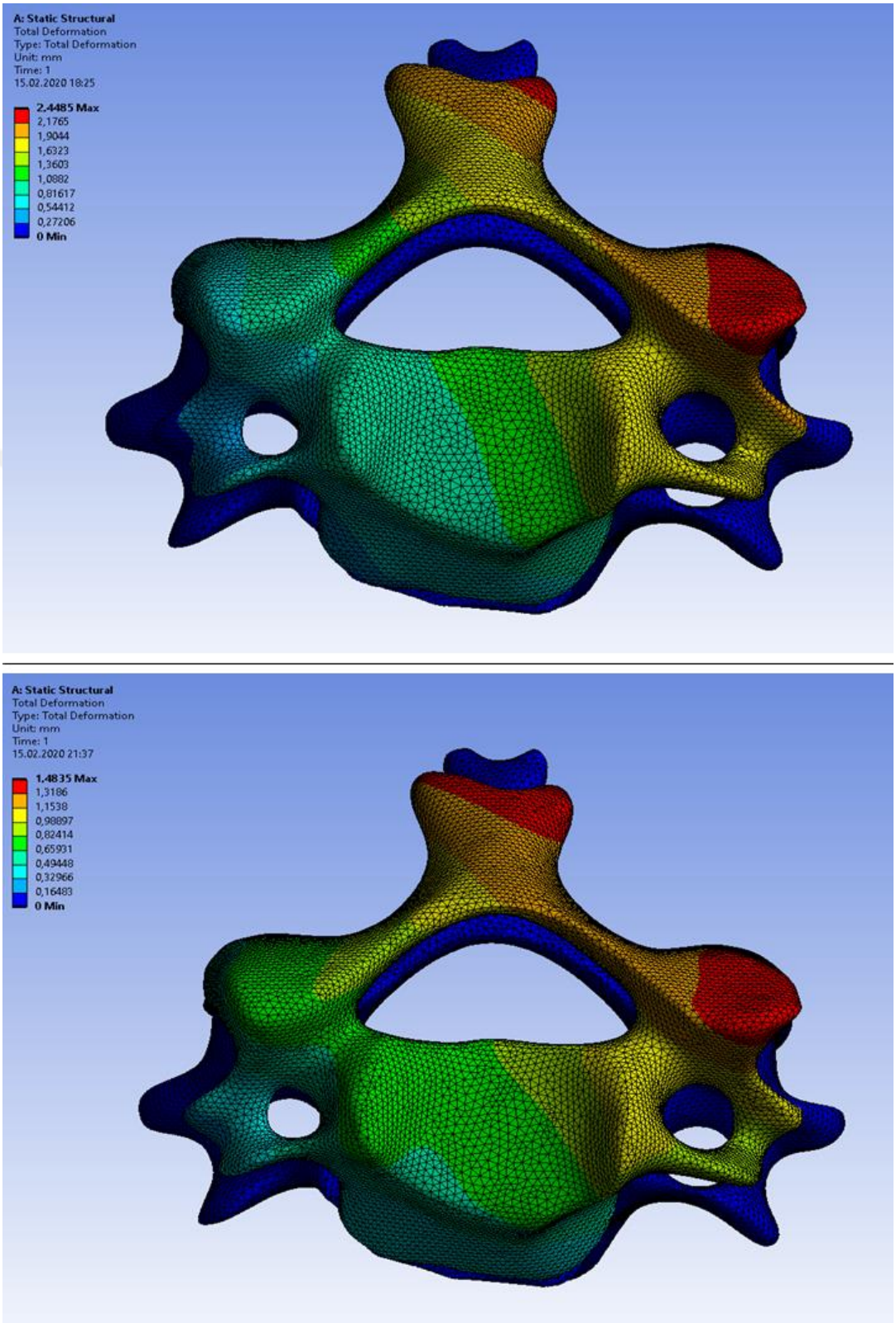
Şekil 4.11 1. Model ve 2. Modelin 100 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

200 N



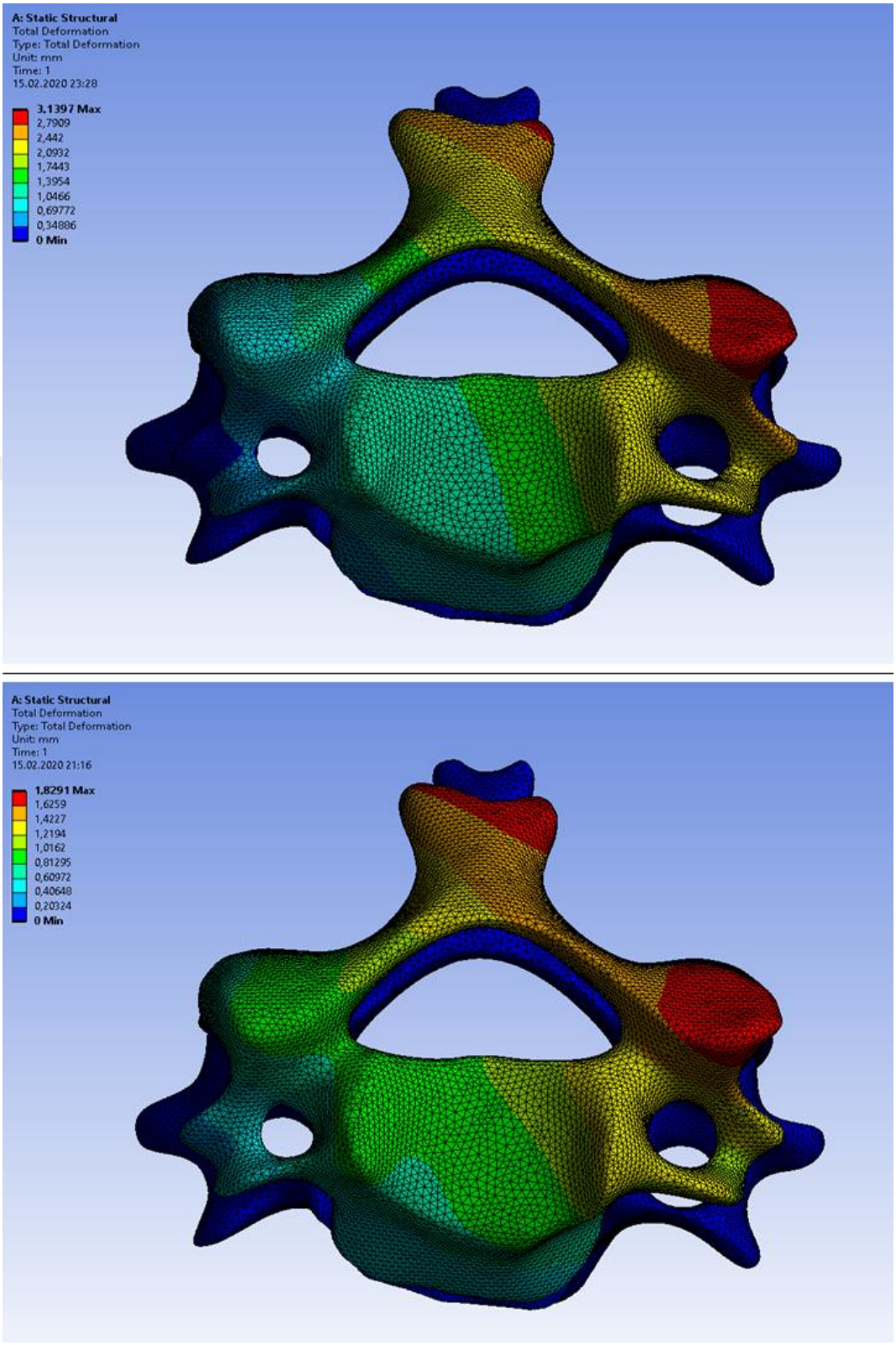
Şekil 4.12 1. Model ve 2. Modelin 200 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

300 N



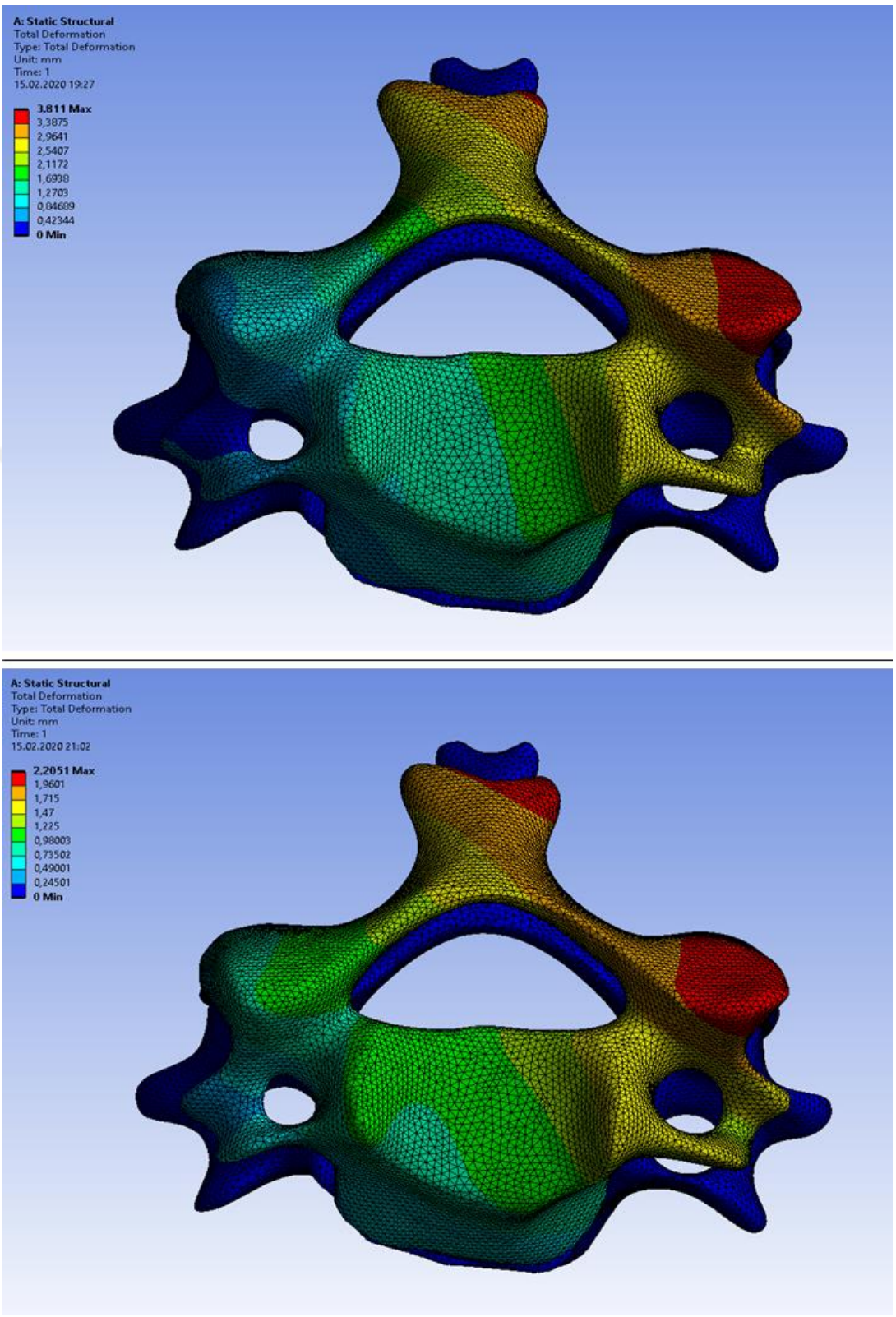
Şekil 4.13 1. Model ve 2. Modelin 300 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

400 N



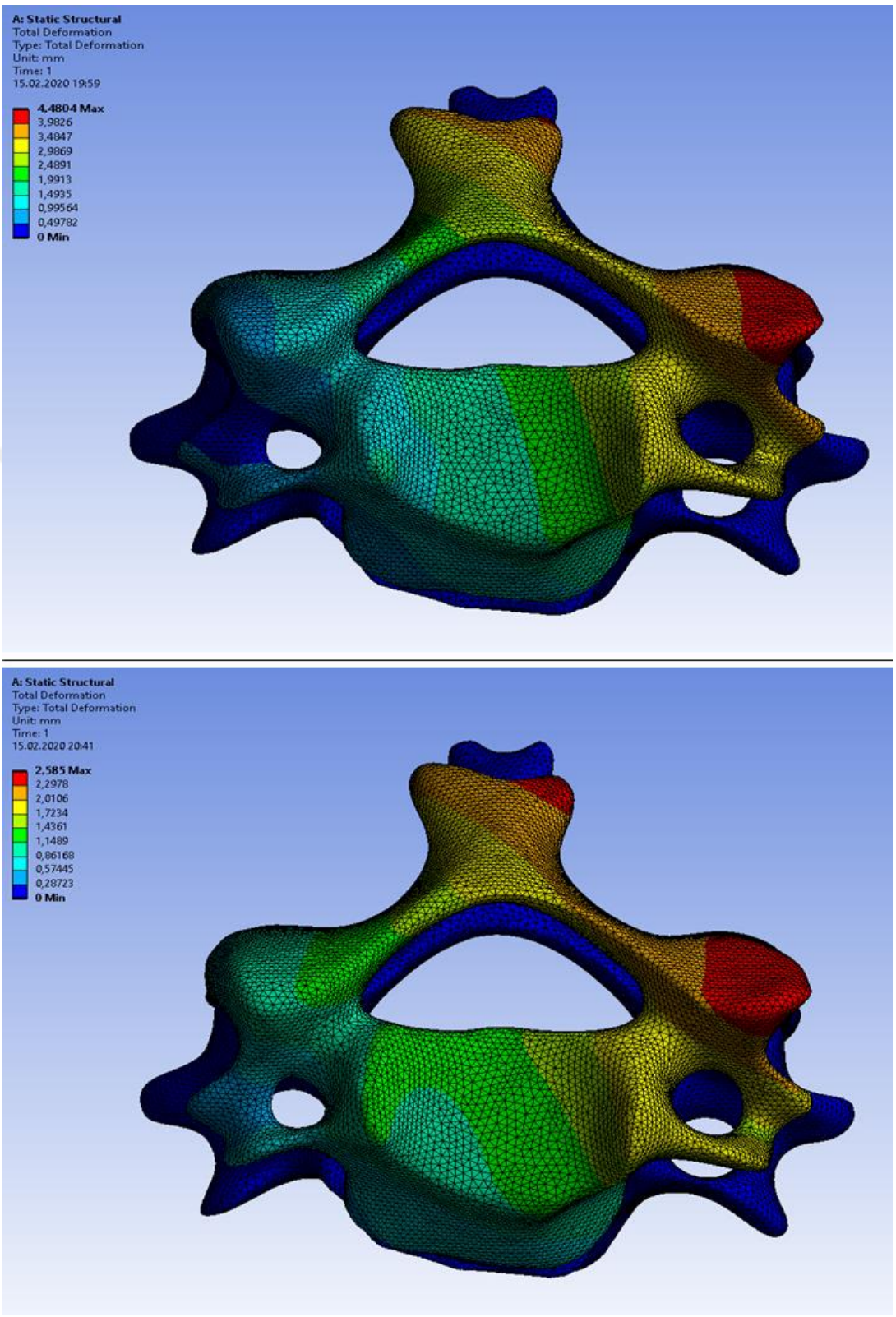
Şekil 4.14 1. Model ve 2. Modelin 400 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

500 N



Şekil 4.15 1. Model ve 2. Modelin 500 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

600 N



Şekil 4.16 1. Model ve 2. Modelin 600 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

Yukarıdaki şekillerde (Şekil 4.11 – 4.16) 1. Model ve 2. Model sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 600 N sıkıştırma yüklemesi yapılmış olup modeldeki toplam dikey yöndeki yer değiştirmesinin birbirleri ile karşılaştırılması yapılıp sonuçları analiz edilmiştir.

Şekillerde soldaki olan model 1. Model, sağda bulunan model ise 2. Modeldir. 2. Modelde bulunan diskin yüzey alanı 1. Modeldeki diskten daha büyüktür. Şekiller incelendiğinde daha önce bilgi verildiği gibi iki modelin diskleri dışındaki mesh (ağ) sistemi ve mesh (ağ) kaliteleri de aynıdır. İki model arasındaki tek farklılık disklerdeki yüzey alanının değişmesinden kaynaklanmaktadır.

Şekillerde bütün yüklemelerde her modelin arka kısmının sağ tarafına doğru toplam yer değiştirmesinin yüksek olduğu görülmüştür. Bunun başlıca sebebi bir önceki başlıkta disklerin yer değiştirmesi kısmında açıklanmış modelin yüzlerinin düzgün olmamasından dolayı olduğu belirtilmiştir. İnsan vücudundaki bulunan kemiklerin insanlar tarafında üretilen malzemeler ya da ürünler gibi düzgün bir yüzeyi yoktur.

İnsan vücudundaki servikal yapısında disk ve kemikler bağlar ve kaslar ile bir arada çalışır ve birlikte hareket ederler. Fakat 3 boyutlu modellerde bu yapı sistemini ayrıntılı olarak modellemek mümkün değildir.

Aynı şekilde bu çalışmada da kaslar bulunmadığı gibi bağlar ise spring (yay) tipi elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Ayrıca bu bölümdeki modellerde faset eklemleri olmadığından dolayı bu sonuçların elde edilmesi normal ve sonuçlar mantığa uygundur.

Aslında buradaki çalışma ile de insan vücudundaki kasların, bağların ve yumuşak dokuların sağlıklı bir sistem için ne kadar büyük bir önem arz ettiği görülmüştür.

Beklendiği gibi sıkıştırma yükü arttıkça diskin yer değiştirmesi de doğru orantılı olarak artmıştır.

Şekil 4.11'de 100 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,93558 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,52702 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.12'de 200 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,7619 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,0253 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.13'te 300 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 2,4485 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,4835 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.14'te 400 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 3,1397 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,8291 mm olarak analiz edilmiştir.

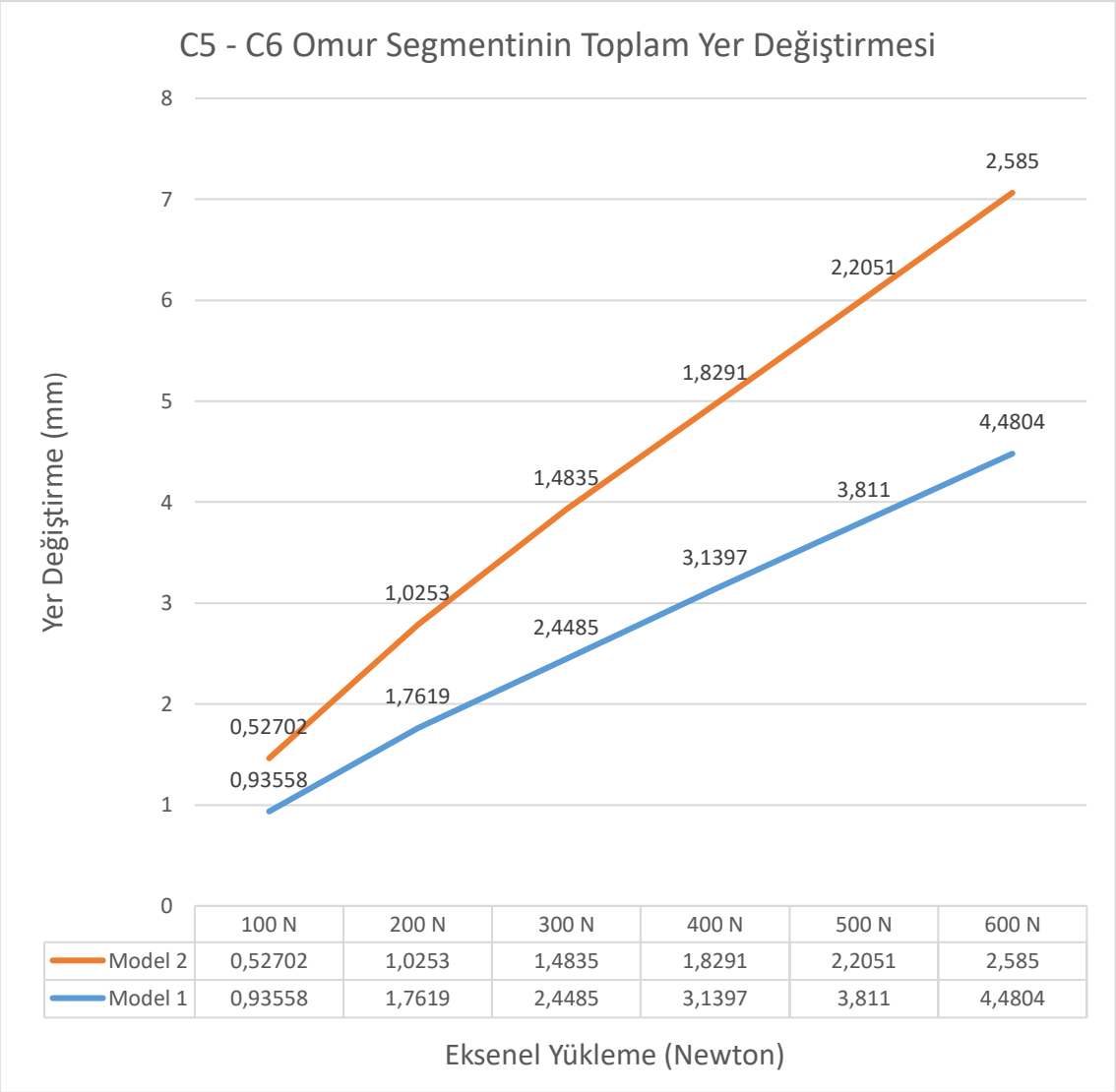
Şekil 4.15'te 500 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 3,811 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 2,2051 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.16'da 600 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 4,4804 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 2,585 mm olarak analiz edilmiştir.

Sonuçlarda görüldüğü gibi disk yüzey alanı daha büyük olan 2. Modeldeki maksimum toplam dikey yer değiştirme beklenildiği gibi daha küçüktür. Bu modeldeki disk yüzeye daha iyi uyum sağladığı ve diskin arka yüzeyi daha geniş olduğu için gelen yüke daha iyi tepki verebilmiştir. Bu durumun nedeni bu bölümdeki modellerin faset eklemleri olmayışından dolayı omurların arka yüzeye doğru hareket etme isteği oluşmaktadır. Böylelikle yüzey alanı büyük olan disk bu yüklere daha iyi tepki verdiği gibi sadece disk alanını değil tüm modelin yük dengesini etkilediği görülmüştür.

Omur bölümündeki yer değiştirme omurların doğal yapısındaki harekete göre çok fazladır. Normal şartlarda omur bölümlerindeki bu büyük yer değiştirmeler diskin yapısına zarar verir ve disk hernia (fıtık) gibi hastalıkların ortaya çıkmasına neden olur.

Yer değiştirme verileri karşılaştırma kolaylığı olması açısından Şekil 4.17'de verilmiştir.



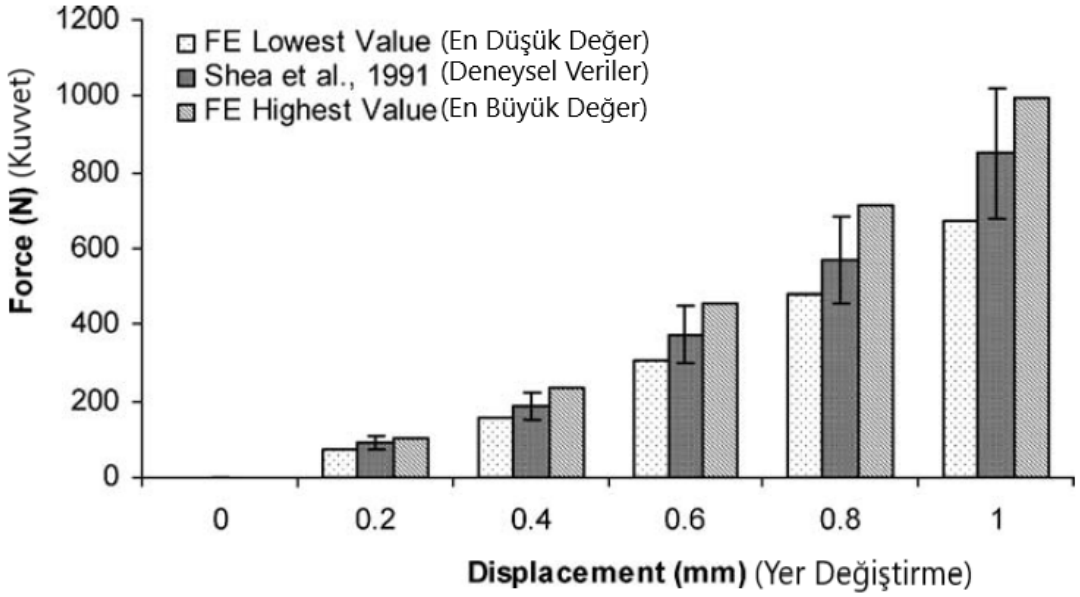
Şekil 4.17 1. Model ve 2. Modelin Eksenel Yükleme Altında Toplam Yer Değiştirmesi

Şekil 4.17'de rahatlıkla görüldüğü turuncu renkli seri çizgisi Model 1, mavi renkli seri çizgisi ise Model 2 olarak atanmıştır.

100 N'da iki modelin yer değiştirmesi birbirine yakınken bu fark yük arttıkça daha da fazla artmaktadır. 600 N'da bu fark maksimumdur ve eğer daha fazla yükleme yapılsaydı farkın daha da açılacak olduğu sonucu çizelgeden çıkarılabilir. Diskteki yer değiştirmedeki sebepler ile aynı açıklamaları bu başlıkta da kullanabiliriz.

Modeldeki toplam yer değiştirme modellerin disklerindeki yer değiştirme ile orantılı olması bekleniyordu ve sonuçlar ile bu durum doğrulanmıştır.

Sonuçların daha iyi yorumlanabilmesi için literatürdeki yapılan çalışmalar ile karşılaştırılmıştır. Fakat literatürdeki çalışmaların bu çalışma ile tamamen aynı olmadığı ve farklı sonuçlara odaklı çalışıldığı için kıyaslama işlemi istediğimiz veriyi tam olarak doğrulayamaz ancak yorum yapmamızı ve çalışmanın gidişatı yönünde bilgi amaçlı kullanılabilir.



Şekil 4.18 Eksenel Sıkıştırma ile Servikal Omurun Toplam Yer Değiştirmesi [27]

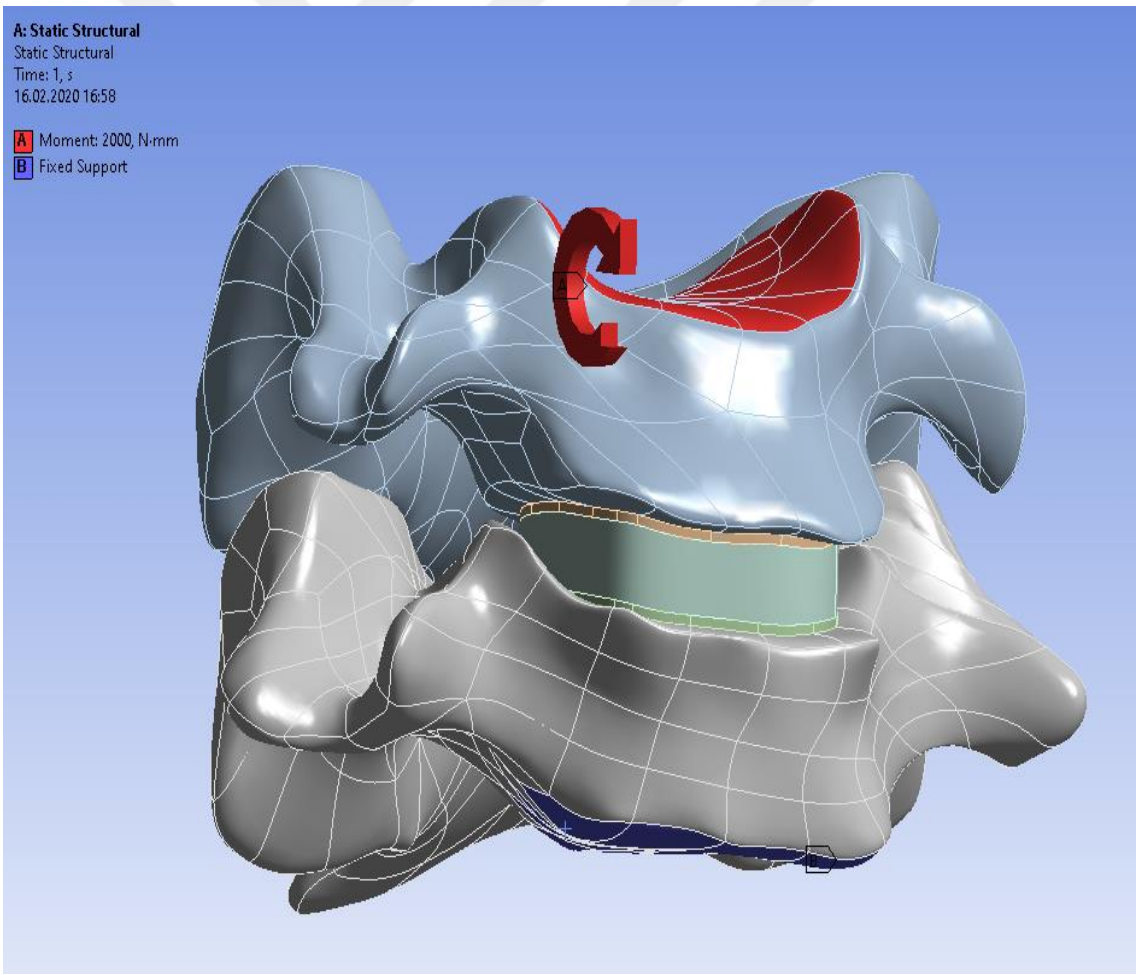
Şekil 4.18'da Teo ve Ng'nin çalışmasından bir karşılaştırma verilmiştir [27]. Kendi çalışmalarında C4 – C6 omur bloğunda eksenel yükleme kısmında meydana gelen yer değiştirmeleri karşılaştırmışlardır. Analiz sonuçlarından elde edilen en düşük değer ile en büyük değeri deneysel veriler ile karşılaştırıp aralarındaki farkı ortaya koymuşlar ve yüzde 30'luk bir fark olduğunu görmüşlerdir.

Şekildeki 3 veri de 100 N'luk eksenel etki eden bir kuvvette 0,2 mm civarlarında hatta maksimum 0,3 mm'ye yakın bir yer değiştirme görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen verilerde ise 100 N'luk bir eksenel etki eden yükte Model 1'de maksimum (en yüksek veri) 0,9 mm, Model 2'de maksimum (en düşük veri) 0,5 mm civarında olduğu görülmüştür. Eğer sonuçlar yüzey alanı daha büyük diske sahip Model 2'ye göre karşılaştırma yapılsa dahi oldukça farklı olduğu görülmektedir. Biyomekanik araştırmalardaki sonuçlar birbiri ile farklılıklar göstermektedir ve bu normaldir. Fakat bu çalışmadaki farkın yaklaşık 2 katı olmasının en büyük sebeplerinden biri

bu başlıktaki modellerin faset eklemleri olmamasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca Teo ve Ng'nin çalışmasındaki modelden farklı olarak bu çalışmadaki modelde diskin annulus fibrosus (halka fibrozus) kısmında bulunan elastik lifleri modellenmemiş ve bağlar spring (yay) tipi elemanlar olarak tasarlanmıştır. Tüm bu farklılıklar göz önüne alındığında sonuçlardaki farklılıkların mantıklı olduğu görülebilir. Diğer bölümde faset eklemleri dahil olan model analiz edilmiştir ve oradaki karşılaştırmalarda bu durum daha detaylı olarak açıklanmıştır.

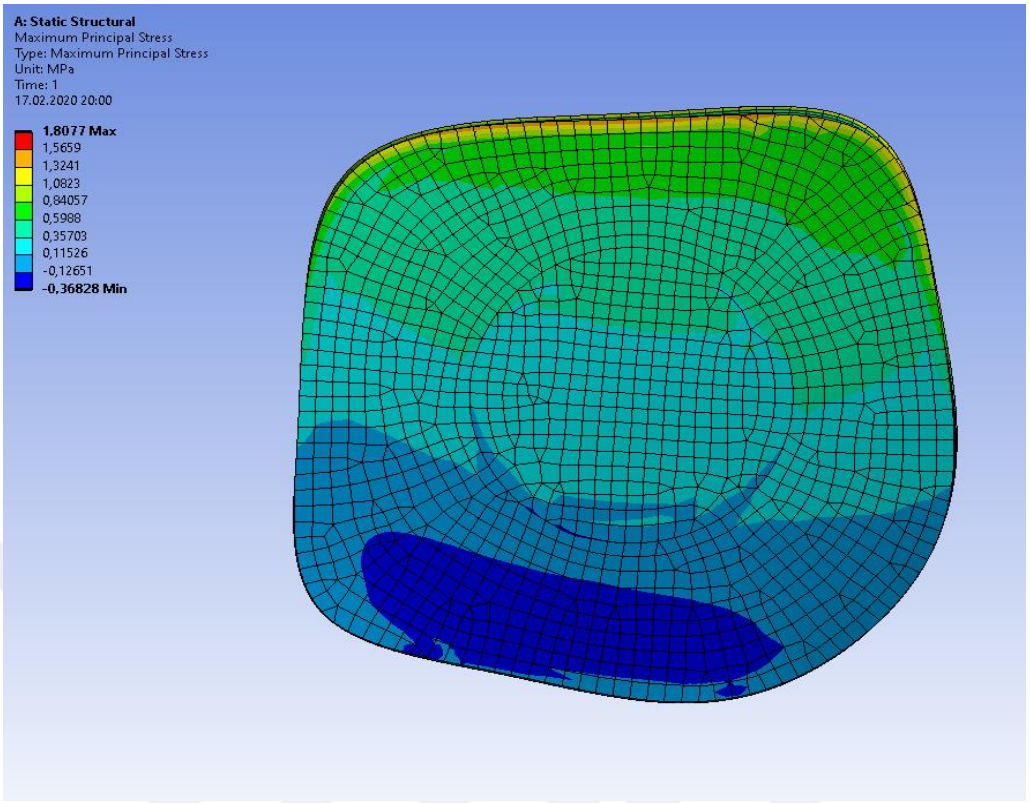
4.2.2 Fleksiyon (Bükülme Hareketi)

Modelde C6 omurunun alt yüzeyinde bulunan disk boşluğu sabitlenmiştir. C5 omurunun üst bölümünde bulunan disk boşluğuna ise + 2 nm tork uygulanmıştır. Şekil 4.19'de yüklemenin ve sabitlemenin yapıldığı alanlar ile ilgili görsel bilgi verilmiştir.

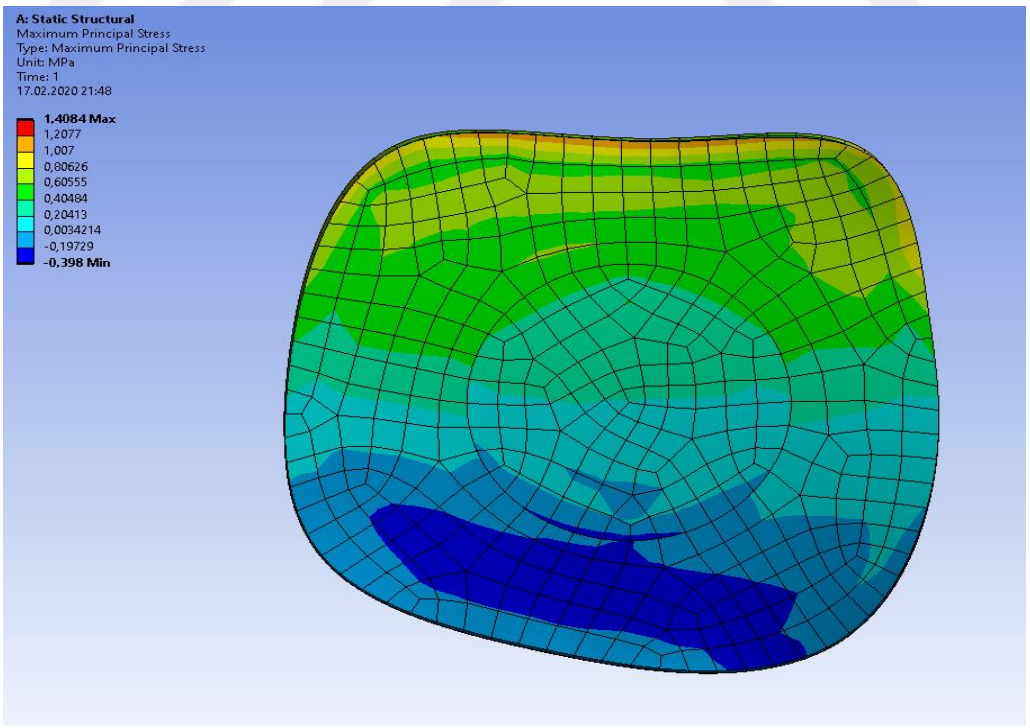


Şekil 4.19 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar

Diskteki Gerilme

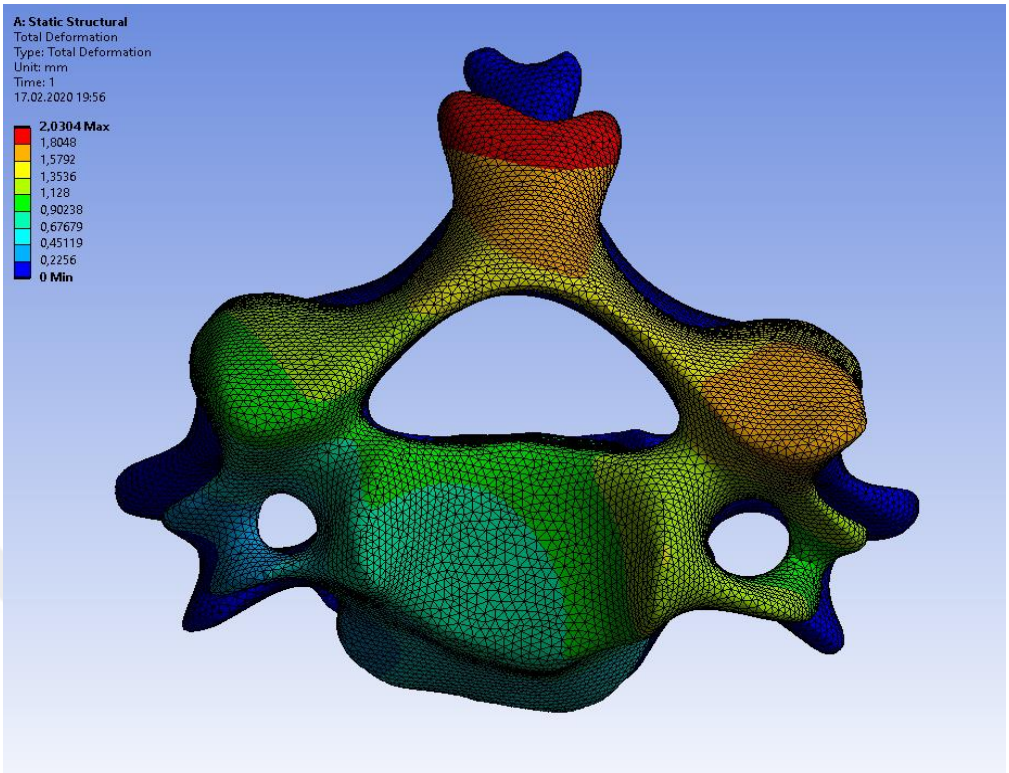


Şekil 4.20 1. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi

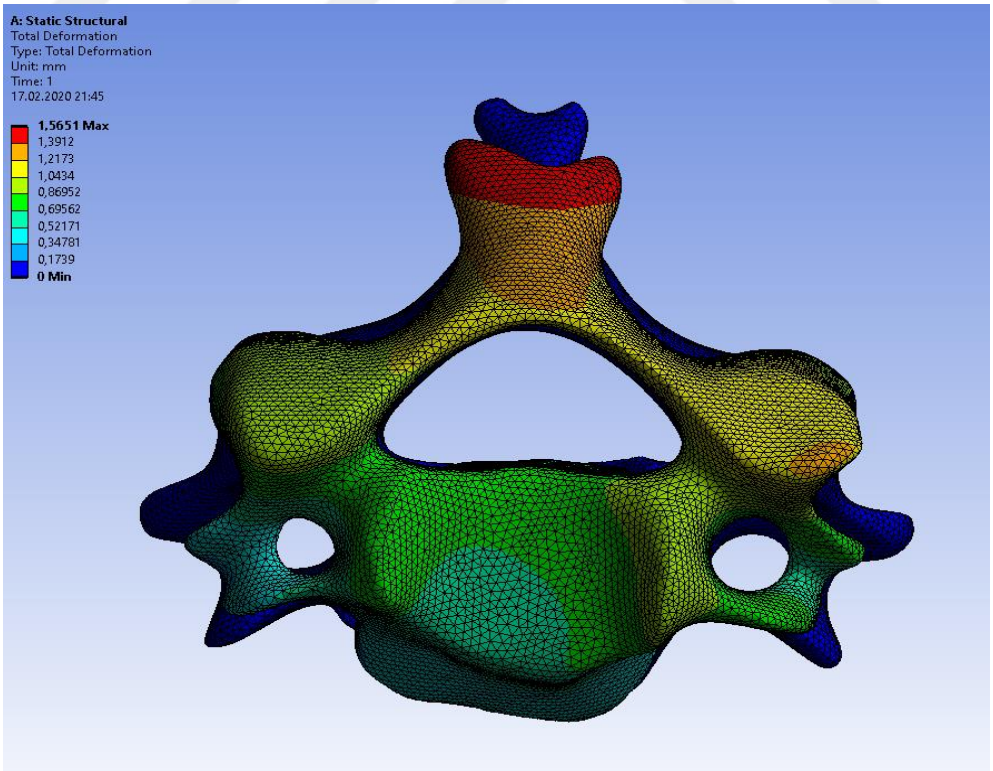


Şekil 4.21 2. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi

Toplam Deformasyon



Şekil 4.22 1. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon



Şekil 4.23 2. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon

Kafanın öne eğilme koşullarında boynun yaptığı hareket incelenmiş ve fleksiyon (bükülme hareketi) modele uygulanmıştır.

Şekil 4.20 ve Şekil 4.21'de her iki modelin diskinde oluşan gerilmeler analiz edilmiştir. Beklenildiği gibi diskler omura bağlı olduğundan dolayı omurların hareketi diskin arka kısmını yukarı doğru çekerek gerilmelerin diskin arka yüzeyinde daha çok yoğunlaşmasına neden olmuştur.

Disk yüzey alanı daha küçük olan Model 1'in diskinde oluşan maksimum gerilme 1,8077 MPa iken disk yüzey alanı daha büyük olan Model 2'nin diskinde oluşan maksimum gerilme 1,4048 MPa'dır.

Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te her iki modelde oluşan toplam deformasyon analiz edilmiştir. En büyük yer değiştirme C5 omurunun arka tarafında oluşmaktadır. Bunun sebebi bükülme hareketi nedeni ile C5 omurunda öne doğru dönme isteği oluşacaktır. Bu durumda C5 omurun en arka kısmında en büyük hareket gözlemlenmektedir.

Disk yüzey alanı daha küçük olan Model 1'de oluşan maksimum deformasyon 2,0304 mm iken disk yüzey alanı daha büyük olan Model 2'de oluşan maksimum deformasyon 1,5651 mm'dir.

Literatürde elde edilen bu sonuçları karşılaştıracak pek bir çalışma yoktur. Diğer çalışmalarda daha çok dönme açılarına odaklanılmıştır. Fakat Sousa ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile karşılaştırma yapılırsa sonuçların mantığa uygun olduğu görülebilir [6].

4.3 Faset Eklemleri Dahil Olan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi

C5 – C6 Omur bölümünün faset eklemleri de dahil olarak modellenip bu modelin sonlu elemanlar analizi yapılmış sonuçlar birbirleri ve literatür ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada kolaylık olması amacıyla bir önceki bölümde yapıldığı gibi disk yüzey alanı diğerinden küçük olan model Faset Eklemli 1. Model (F.E.1.Model), disk yüzey alanı diğerinden büyük olan model Faset Eklemli 2. Model (F.E.2. Model) olarak adlandırılmıştır.

Faset eklemleri iki omurun arka komşu yüzeylerini kullanarak katı olarak ve aynı iki modeldeki omurlar aynı olduğu için aynı boyutta faset eklemleri modellenmiştir.

Faset eklemleri, Elastisite modülü = 10 MPa, Poisson oranı = 0,4 olan doğrusal elastik malzeme kullanılmıştır [24].

Faset eklemlerin davranışını ve omur bölümünde meydana getirdiği durumlar inceleneceğinden bu çalışmada faset eklemleri faset kıkırdakları, iç akışkanı (snovyal sıvı) göz ardı edilerek detaylı olarak modellenmemiştir.

Bütün özellikler önceki faset eklemsiz modeller ile aynı olduğundan sınır şartları, temas koşulları gibi her durum ve koşul da buradaki faset eklemsiz modeller ile aynıdır. Özetle önceki modellere faset eklemleri haricinde farklı olarak hiçbir şey eklenmemiştir.

Faset eklemleri daha önce belirtildiği gibi katı olarak modellenmiştir ve omurun yan arka çıkıntılarında bulunan her iki komşu yüzeye de bonded (bağlı) olarak tasarlanmıştır.

4.3.1 Sıkıştırma Analizi

Modelde C6 omurunun alt yüzeyinde bulunan disk boşluğu sabitlenmiştir. C5 omurunun üst bölümünde bulunan disk boşluğuna ise sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N sıkıştırma yüklemeleri yapılmıştır.

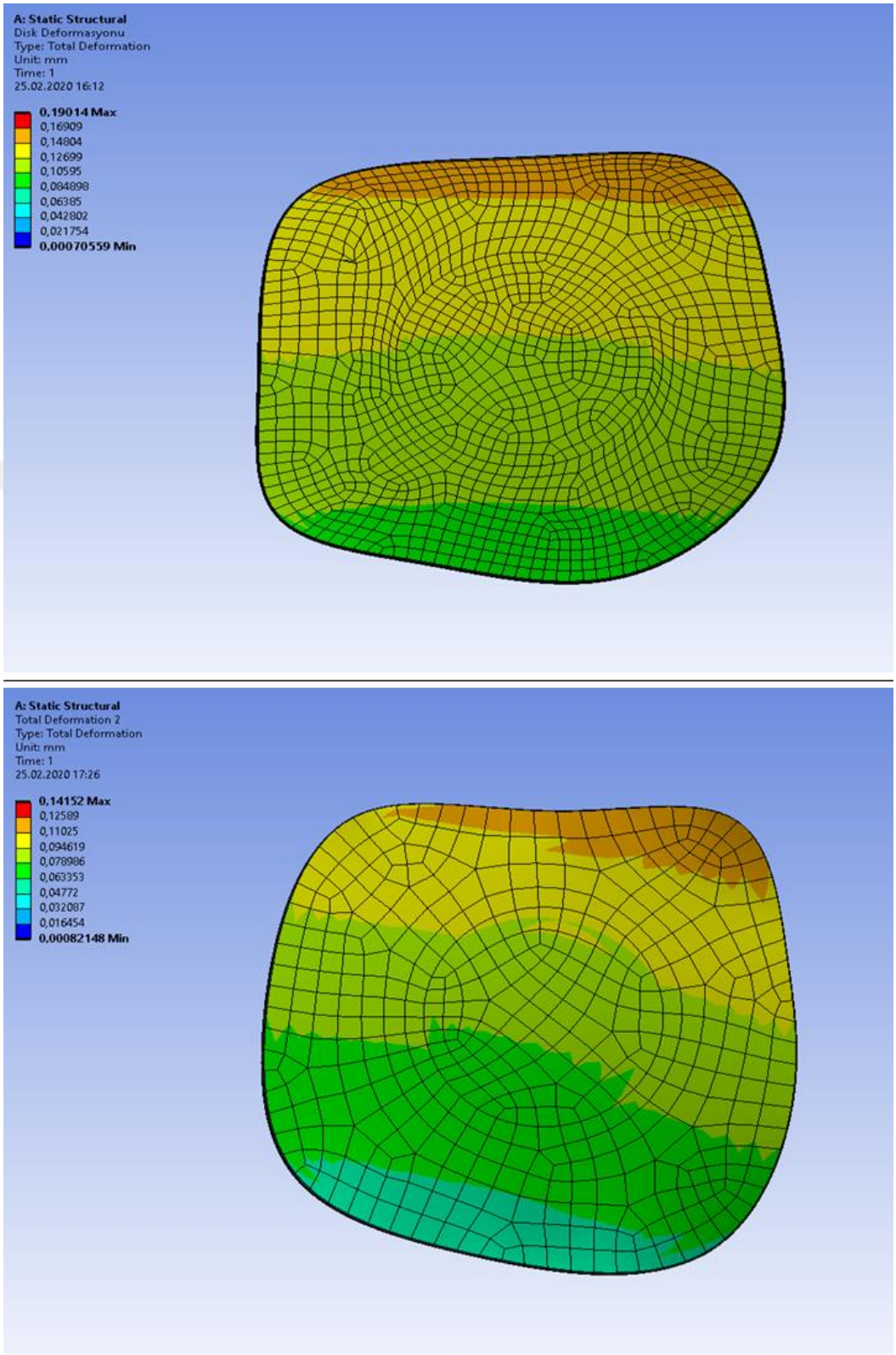
4.3.1.1 Disk Deformasyonu

Faset eklemli 1. Model ve 2. Modele sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N eksenel yüklemeler yapılmıştır.

Her yükleme sonrasında diskte oluşan deformasyonlar analiz edilip hem faset eklemsiz modellerden elde edilen sonuçlar ile hem de birbirleri ile grafik yardımıyla karşılaştırılmıştır.

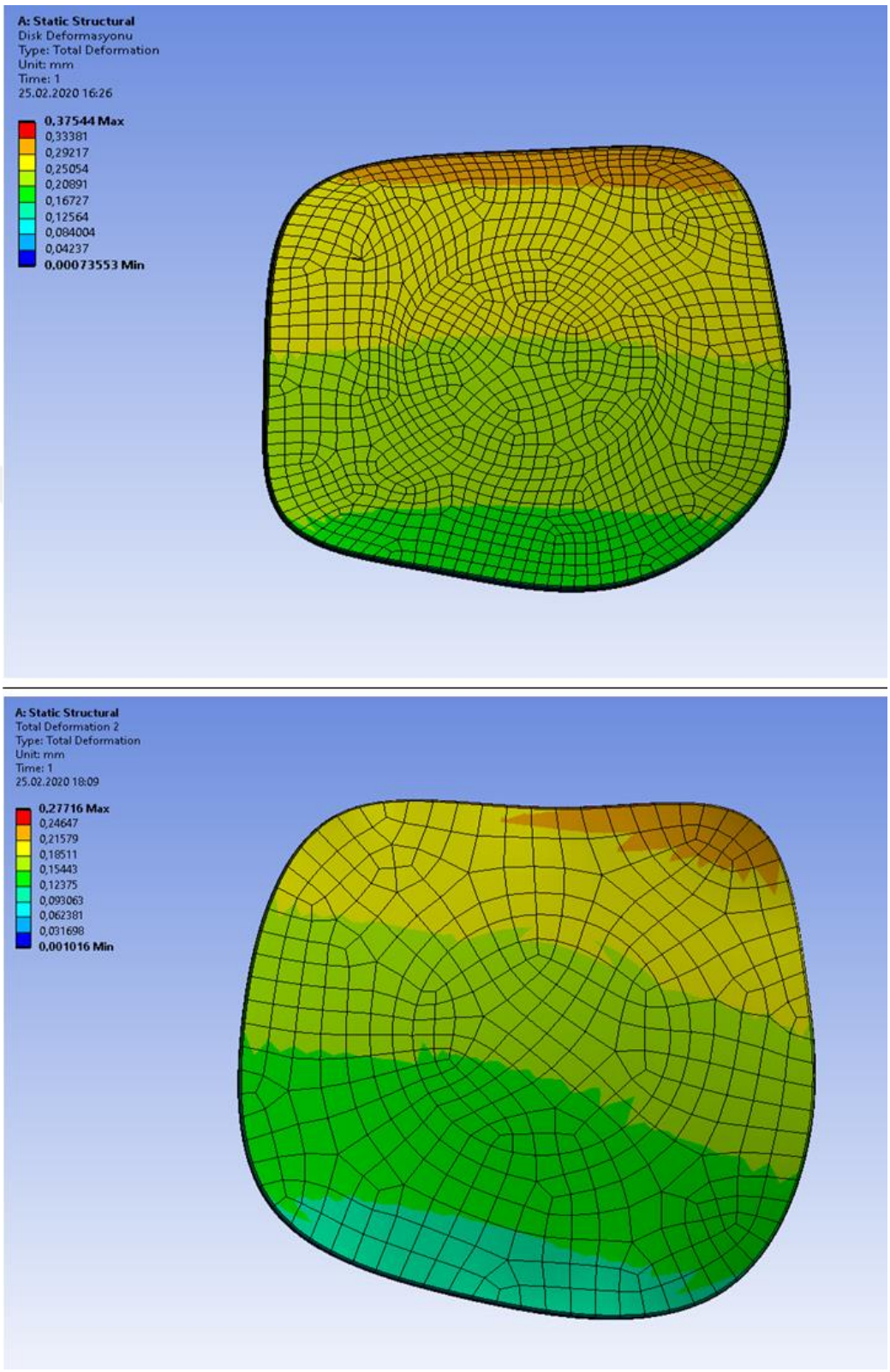
Sonuçlar daha sonra literatürdeki çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile de karşılaştırılıp incelenmiştir.

100 N



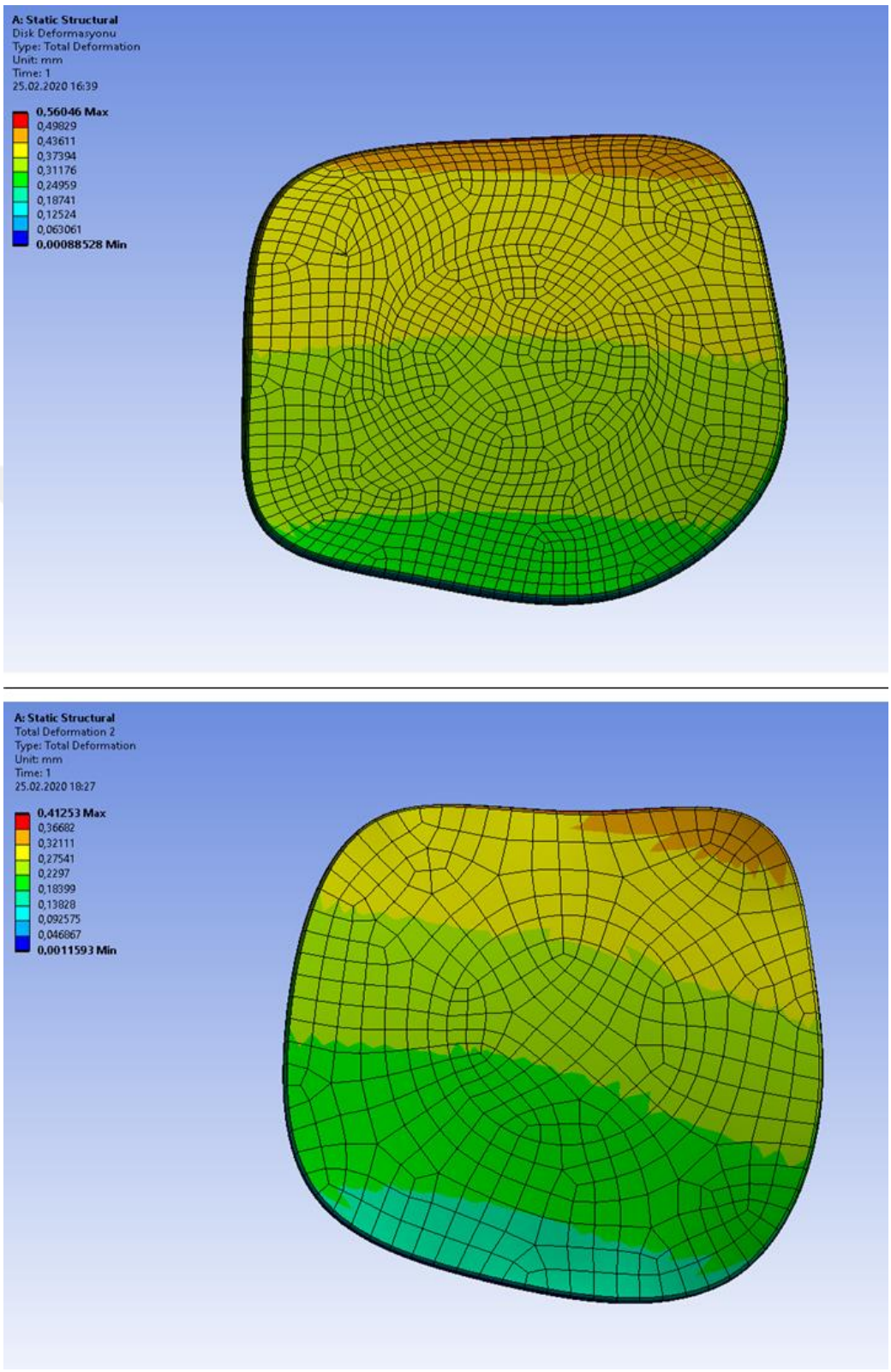
Şekil 4.24 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 100 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

200 N



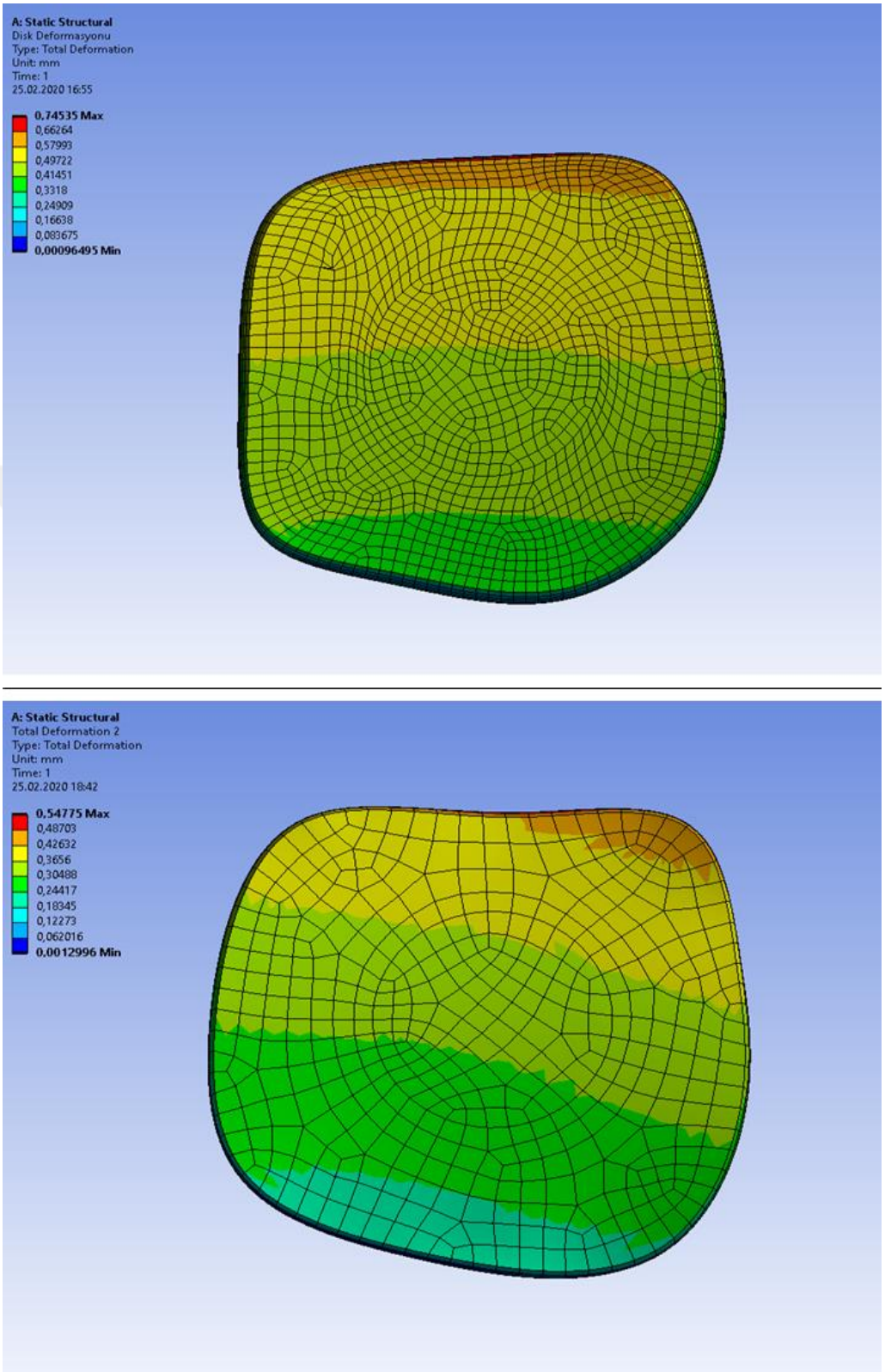
Şekil 4.25 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 200 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

300 N



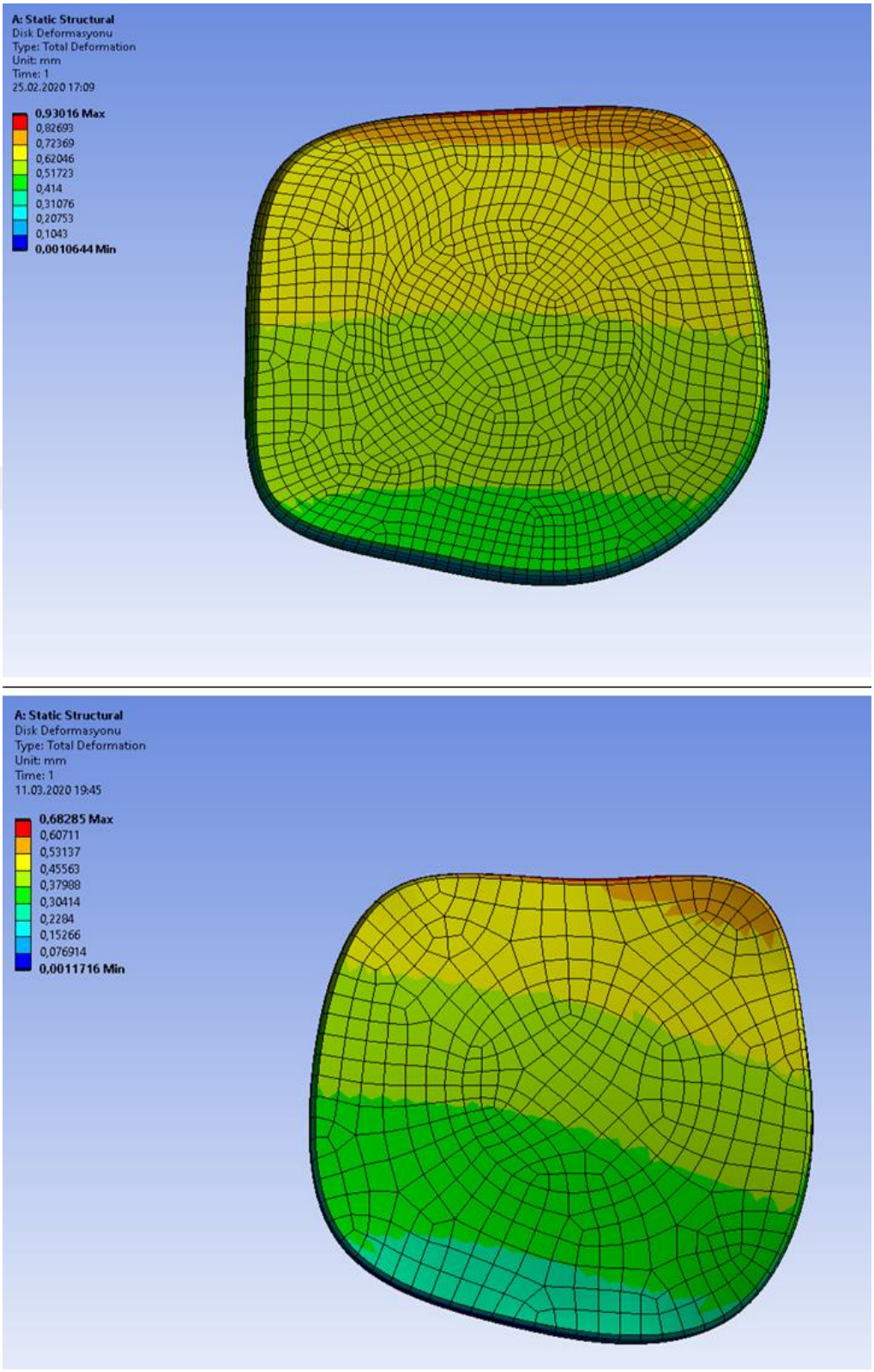
Şekil 4.26 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 300 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

400 N



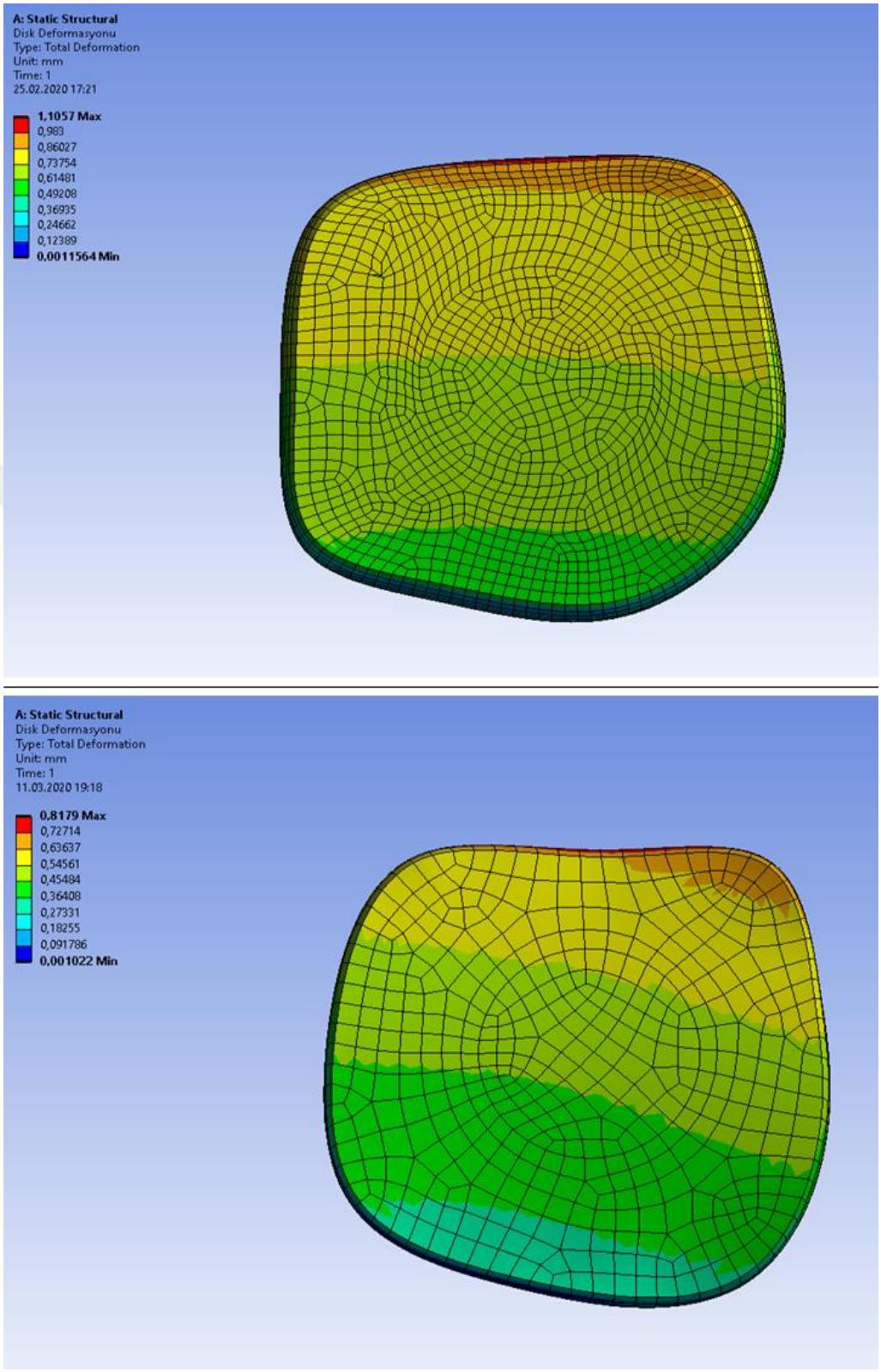
Şekil 4.27 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 400 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

500 N



Şekil 4.28 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 500 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

600 N



Şekil 4.29 Faset eklemli 1. Model ve 2. Modelin 600 N Sıkıştırma Yüklemesi Altında Diskin Yer Değiştirmesi

Yukarıdaki şekillerde (Şekil 4.24 – 4.29) Faset eklemli 1. Model ve 2. Model'e sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 600 N sıkıştırma yüklemeleri yapılmış olup modeldeki disklerin dikey yöndeki yer değiştirmesinin birbirleri ve faset eklemsiz modellerin analiz sonuçlardan elde edilen veriler ile karşılaştırılması yapılıp sonuçları detaylı olarak analiz edilmiştir.

Şekillerde yukarıda bulunan diskin modeli 1. Model, aşağıda bulunan diskin modeli ise 2. Modeldir.

Yüzey alanı farklı olan iki diskin şekillerden de görüldüğü gibi mesh (ağ) sisteminin node (düğüm) ve eleman sayısı birbirinden farklıdır. 1. Model ve diskin mesh (ağ) ile ilgili bilgileri 3. Bölümde ayrıntılı olarak irdelenmiş gerekli bilgiler orada verilmiştir. 2. Modelin mesh (ağ) bilgileri ise 1. Model ile disk harici aynı oldukları için ayrıntılı olarak açıklanmamıştır. Buradaki disk mesh sistemin tek farklılığı eleman sayısı ve eleman türü farklılık göstermektedir. 1. Modeldeki diskte kullanılan elemanlar hexa/prism iken 2. Modeldeki diskte kullanılan elemanlar ise sadece hexa elemanlardır. Bu durumun başlıca sebebi yüzey alanı değişen diskin omur disk boşluğuna yerleşmesi ve yerleştiği yüzeyin şeklini alması sonucu daha düzgün olmayan yüzeylere sahip olmasıdır. Diğer bir nedeni ise karşılaştırma yapılacağı için iki disk arasındaki farkın daha rahat görülebilir olmasını sağlamaktır.

Bu bilgiler ve bütün farklılıklar ile ilgili her detay faset eklemleri olmayan modelin analizi yapılırken daha önce de verilmiştir. Bu modelde farklı olan sadece faset eklemlerinin kullanılması olmuştur.

Yer değiştirmenin diskin arka kısmının sağına doğru çok ufak yöneldiği görülmektedir. Bir önceki faset eklemsiz modelin sonuçlarında çok fazla bir yük diskin arka kısmına ve arka kısmının sağına doğru yöneldiği tespit edilmiş ve bu durumun açıklamaları yapılmıştır. Bu duruma sebep olan faktörlerin içerisinden sadece faset eklemleri kısmı değişmiş olmasına rağmen sonuçlarda çok büyük farklılıklar ortaya çıkmıştır. Deformasyon büyük oranda azalmış, yük daha düzgün dağıtılmış ve literatürdeki deneysel sonuçlara çok yakın sonuçlar elde edilmiştir.

Faset eklemleri eklenmiş olan bu modelde yükün omura eksenel olarak gelmesine rağmen yer değiştirmenin diskin arka kısmında yoğunlaşmasının sebeplerinden

birisi omurların fizyolojik yapısıdır. Fakat yükün arkada birikmesini engellemek için diskler, faset eklemleri, bağlar ve kaslar birlikte görev yaparlar.

Bazı çalışmalarda bağlar için daha sert tepki veren doğrusal olmayan yay tipi elemanlar kullanılarak ve özellikle omurların arka kısmında bu elemanları biriktirerek yükün daha düzgün dağıtılması amaçlanmış ve daha iyi sonuçlar elde edilmiştir [26].

Bu çalışmada ise faset eklemsiz modele sadık kalınarak diğer özellikler gibi spring (yay) tipi elemanların da kuvvetlerinde ve özelliklerinde herhangi bir değişikliğe gidilmemiştir. Çok fazla karşılaştırma yapılıp karışıklık yaratılmaması için böyle bir yol izlenmiştir.

Aslında buradaki çalışma ile de insan vücudundaki kasların, bağların ve yumuşak dokuların sağlıklı bir sistem için ne kadar büyük bir önem arz ettiği görülmüştür.

Beklendiği gibi sıkıştırma yükü (eksenel kuvvet) arttıkça diskin yer değiştirmesi de doğru orantılı olarak artmıştır.

Şekil 4.24'te 100 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 0,19014 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,14152 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.25'te 200 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 0,37544 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,27716 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.26'da 300 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 0,56046 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,41253 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.27'de 400 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 0,74535 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,54775 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.28'de 500 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 0,93016 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,68285 mm olarak analiz edilmiştir.

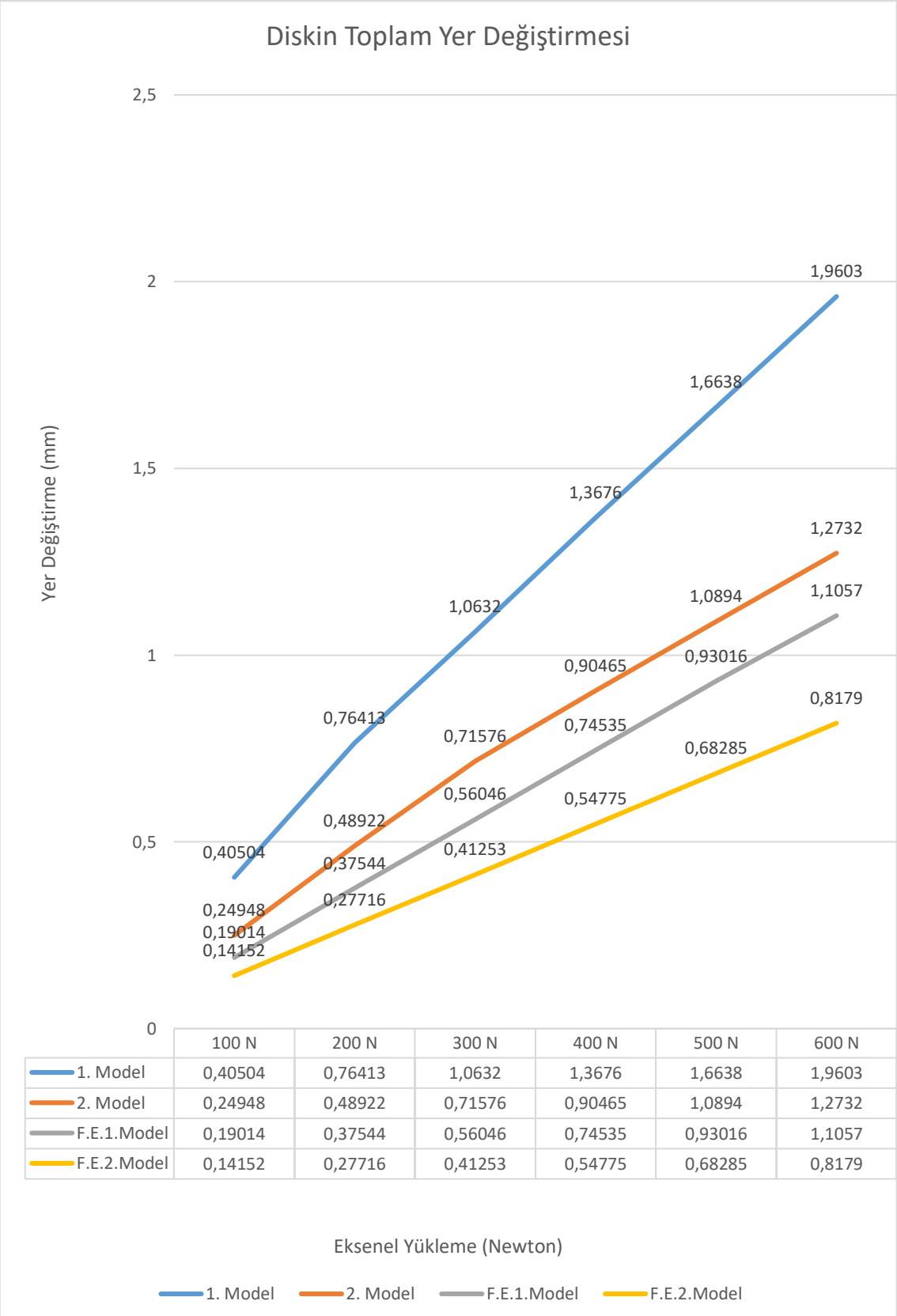
Şekil 4.29'da 600 Newton sıkıştırma yüklemesi sonucunda; 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi 1,1057 mm, 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki (eksenel yönde) maksimum yer değiştirmesi ise 0,8179 mm olarak analiz edilmiştir.

Sonuçlarda görüldüğü gibi faset eklemsiz model ile eş doğrultuda sonuçlar elde edilmiştir. Disk yüzey alanı daha büyük olan 2. Modeldeki maksimum toplam eksenel yer değiştirme beklenildiği gibi daha küçüktür.

Bu modeldeki disk yüzeye daha iyi uyum sağladığı ve diskin arka yüzeyi daha geniş olduğu için gelen yüke daha iyi tepki verebilmiştir. Böylelikle yüzey alanı büyük olan disk bu yüklere daha iyi tepki verdiği gibi sadece disk alanını değil tüm modelin yük dengesini etkilediği görülmüştür.

1. Modeldeki omur bölümündeki yer değiştirme omurların doğal yapısındaki harekete göre (deneysel verilere göre) biraz fazladır. Normal şartlarda omur bölümlerindeki bu kadar yüksek miktardaki yer değiştirmeler diskin yapısına zarar verebilir ve disk hernia (fıtık) gibi birtakım hastalıkların ortaya çıkmasına neden olur.

Yer değiştirme verileri karşılaştırma kolaylığı olması açısından bir önceki faset eklemleri olmayan modeller ile faset eklemi olan modeller aynı çizelge içerisinde karşılaştırılmış ve Şekil 4.30'da verilmiştir.



Şekil 4.30 1. Model, 2. Model, F.E.1. Model ve F.E.2. Modellerinin Eksenel Yükleme Altında Diskin Yer Değiştirmesi

Şekil 4.30'den rahatlıkla görüldüğü mavi renkli seri çizgisi faset eklemleri olmayan 1. Model, turuncu renkli seri çizgisi faset eklemleri olmayan 2. Model iken, gri renkli seri faset eklemli 1. Model, sarı renkli seri ise faset eklemli 2. Model olarak grafiğe atanmıştır. Böylece diskin toplam yer değiştirmesi ile ilgili elde edilen tüm sonuçlar rahatlıkla karşılaştırma imkânı bulunmuştur.

Beklenildiği gibi eksenel yükleme arttıkça deformasyonun arttığı görülmüştür.

Mavi renkli seride faset eklemsiz 1. Modelin çok yüksek deformasyonlara ulaştığı görülmüştür. En az deformasyon gösteren model ise sarı renkli serideki faset eklemli 2. Modeldir. Aynı zamanda faset eklemli modellerin ise (gri ve sarı renkli seriler) birbirleri arasında büyük deformasyon farklılıkları bulunmamaktadır. Bu iki model daha doğru ve mantığa yakın sonuçlar vermiştir.

Şekilden çıkarılacak en önemli sonuç ise omur bölgesinde bulunan yumuşak dokuların bir sistem için ne kadar önemli olduğunu ortaya koyar nitelikte olmasıdır.

Burada en az deformasyona sahip olan faset eklemli 2. Model, 1. Modele göre daha geniş bir disk yüzeyine de sahiptir. Disk, omurun yüzeyindeki disk boşluğuna daha geniş olarak modellenmiştir.

Bu durumda elde edilen sonuçlara göre en ideal model ise sarı renkli serideki faset eklemli 2. Model olduğu söylenebilir.

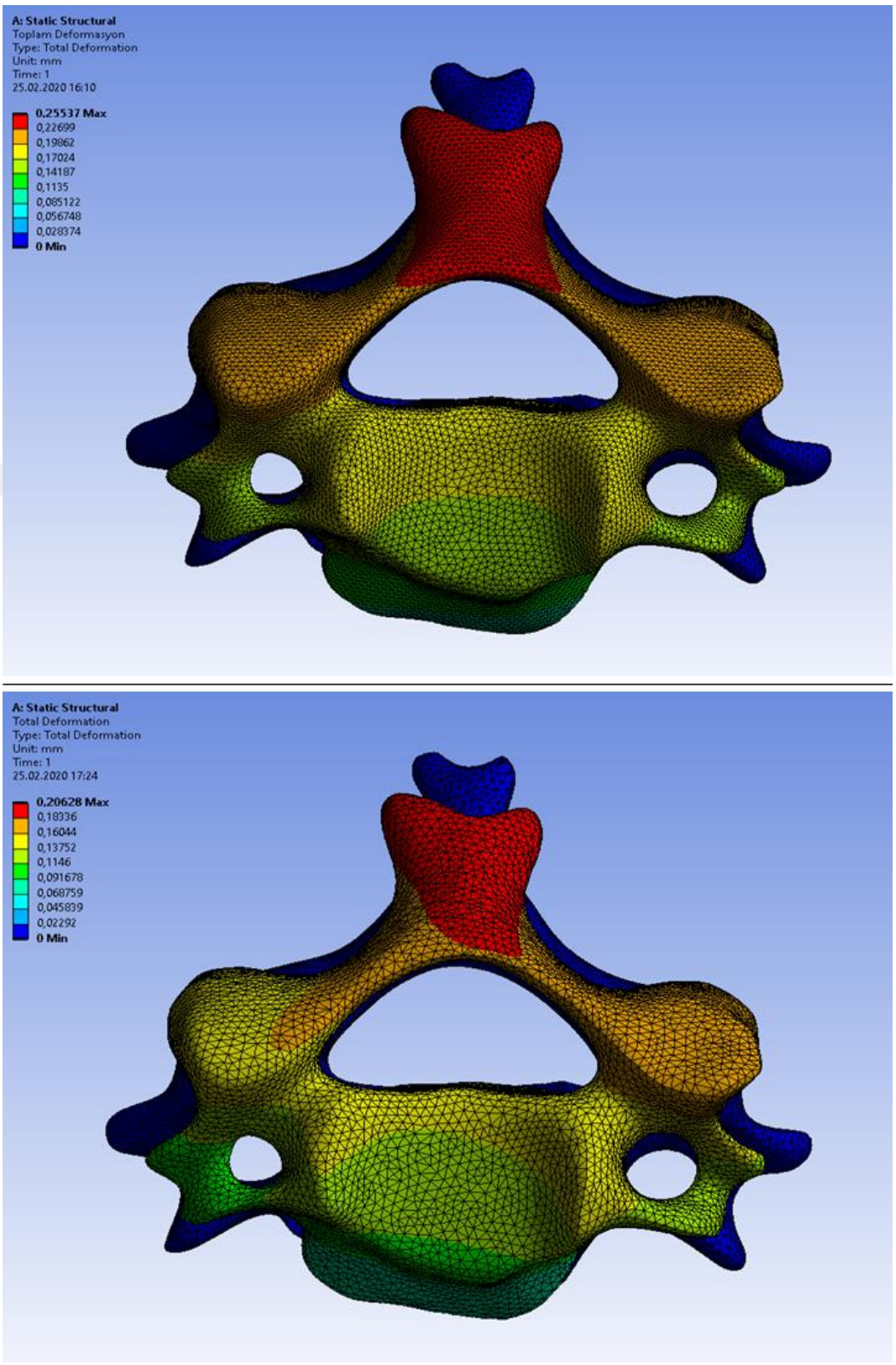
4.3.1.2 Toplam Deformasyon

Faset eklemli 1. Model ve 2. Modele sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N ve 600 N eksenel yüklemeler yapılmıştır.

Her yükleme sonrasında diskte oluşan deformasyonlar analiz edilip hem faset eklemsiz modellerden elde edilen sonuçlar ile hem de birbirleri ile grafik yardımıyla karşılaştırılmıştır.

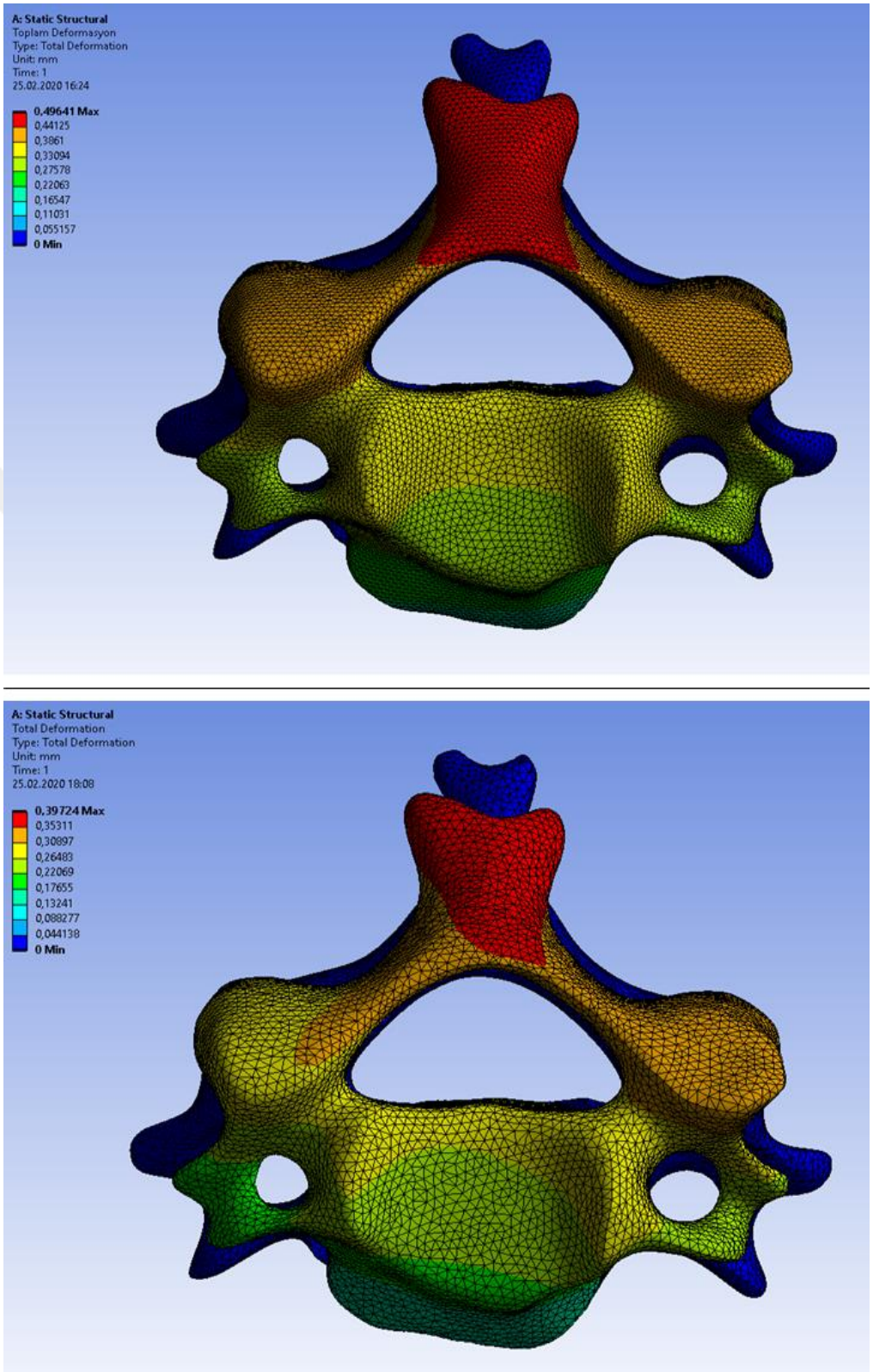
Sonuçlar daha sonra literatürdeki çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile de karşılaştırılıp incelenmiştir.

100 N



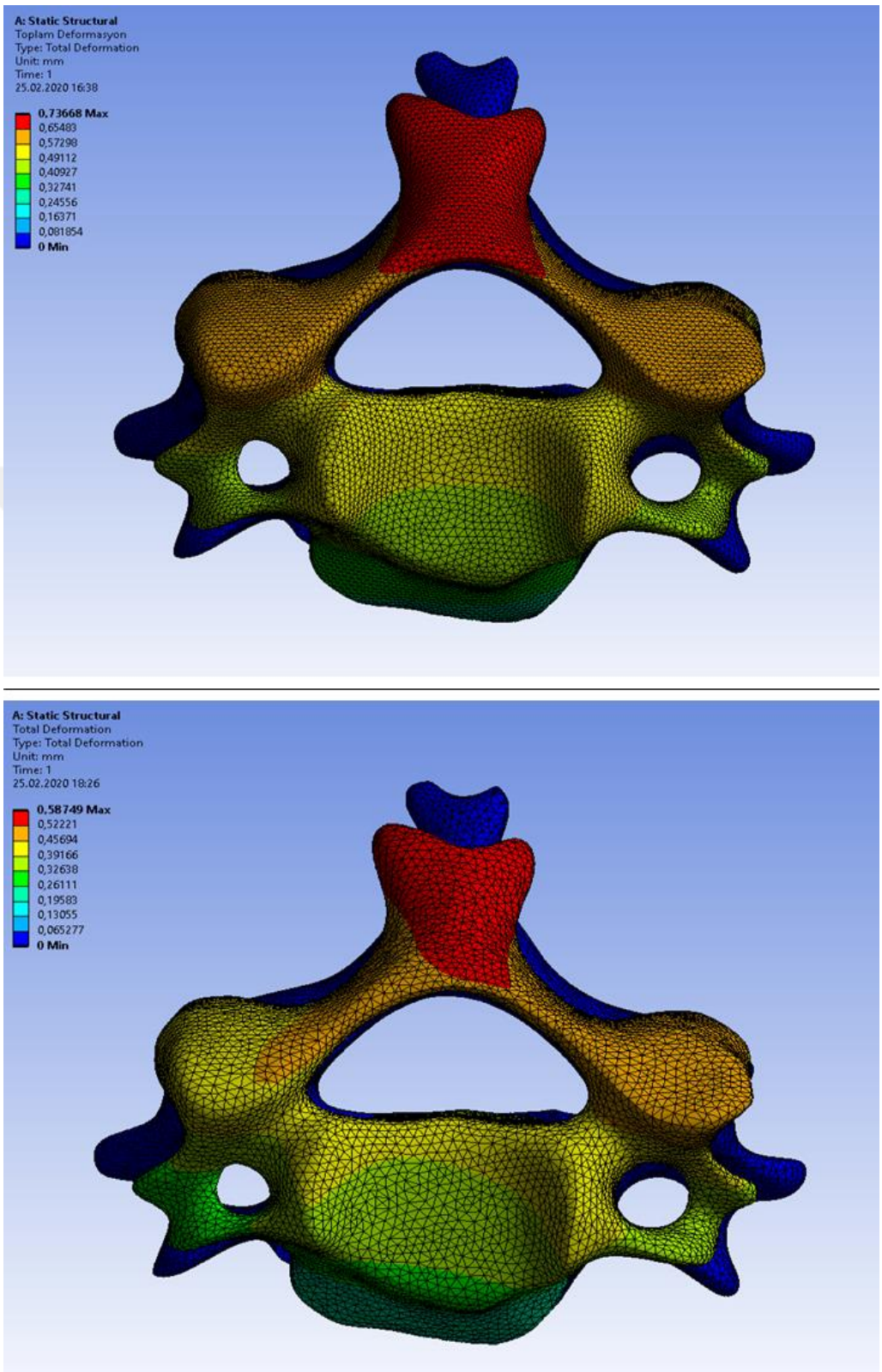
Şekil 4.31 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 100 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

200 N



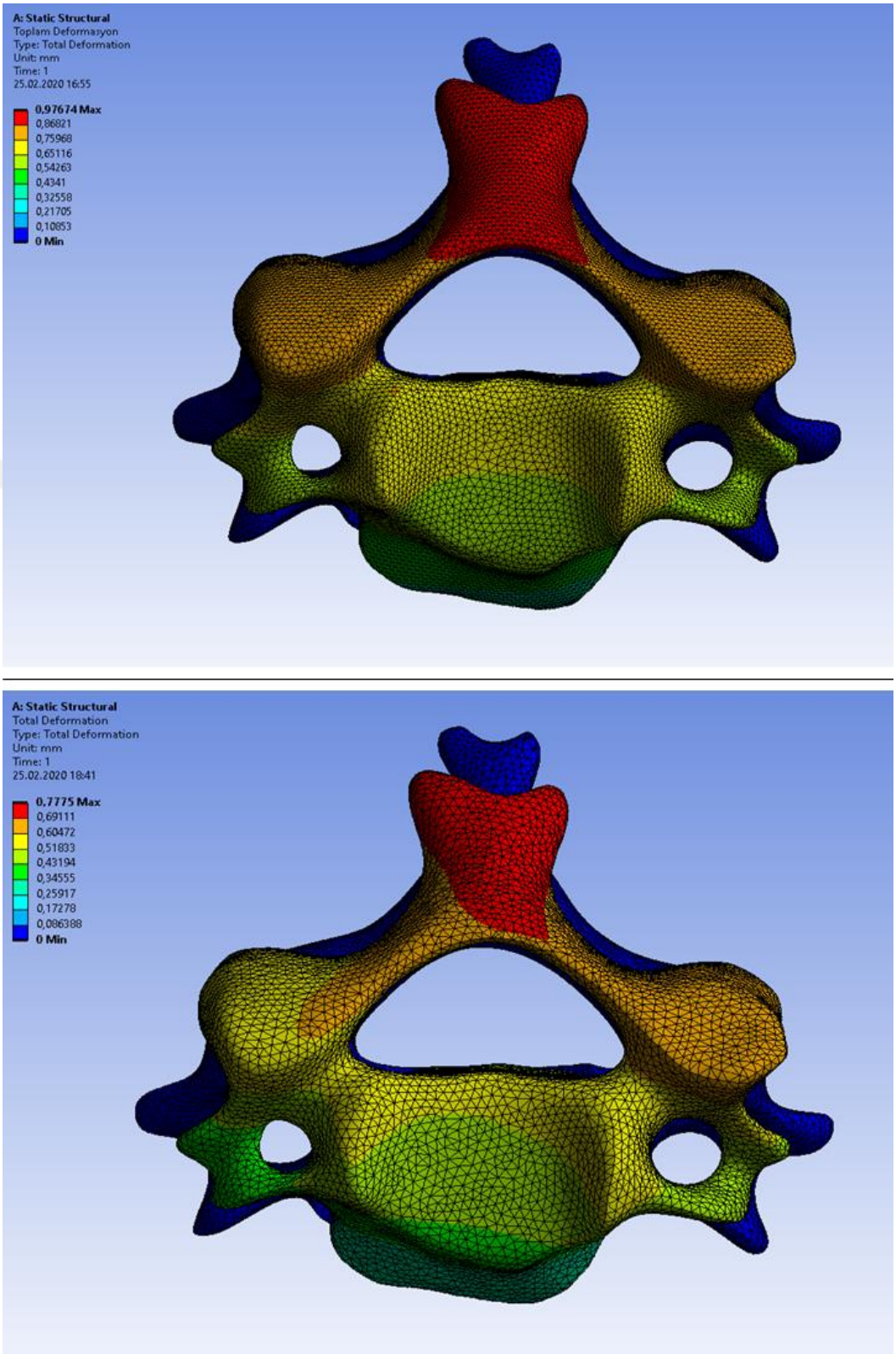
Şekil 4.32 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 200 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

300 N



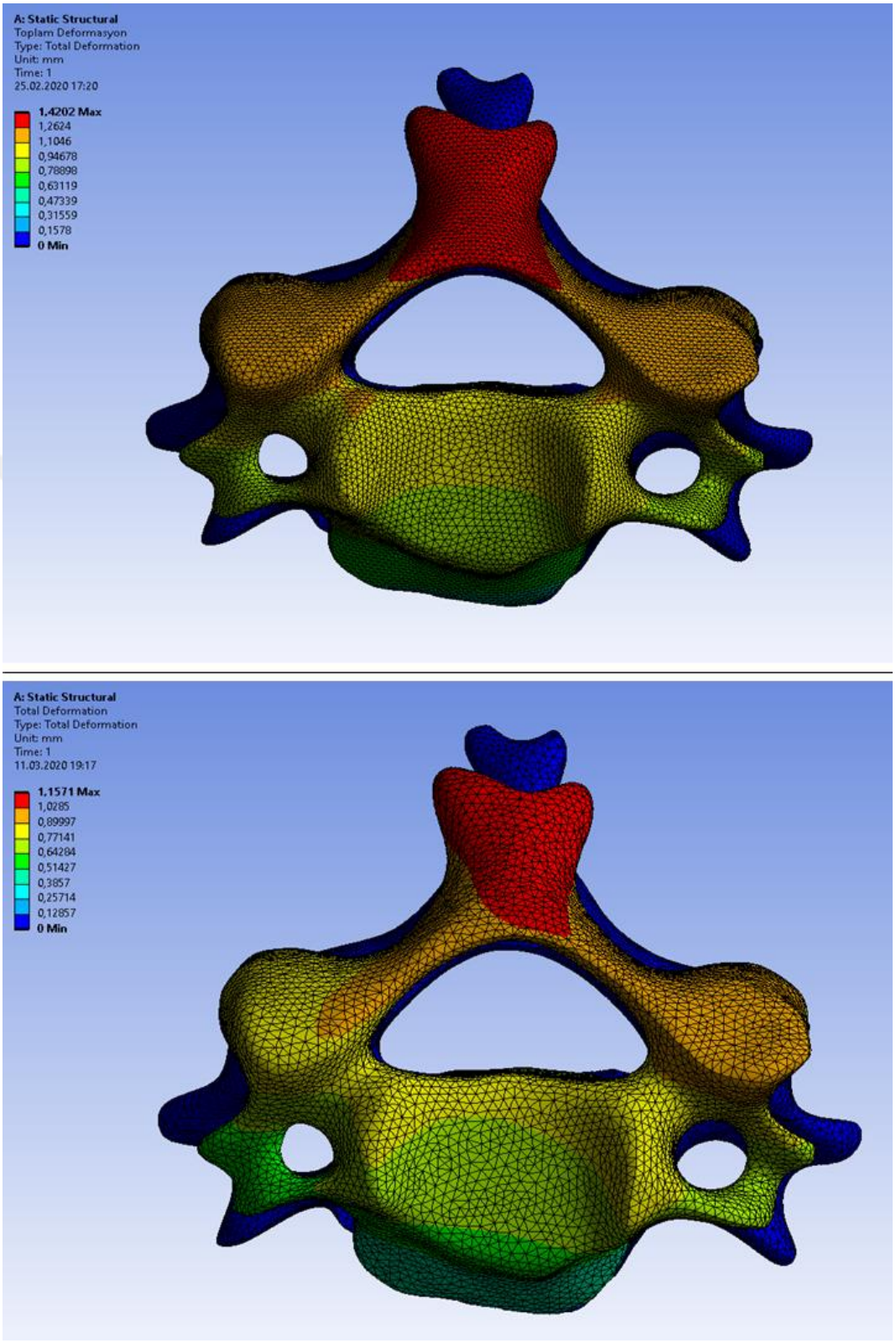
Şekil 4.33 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 300 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

400 N



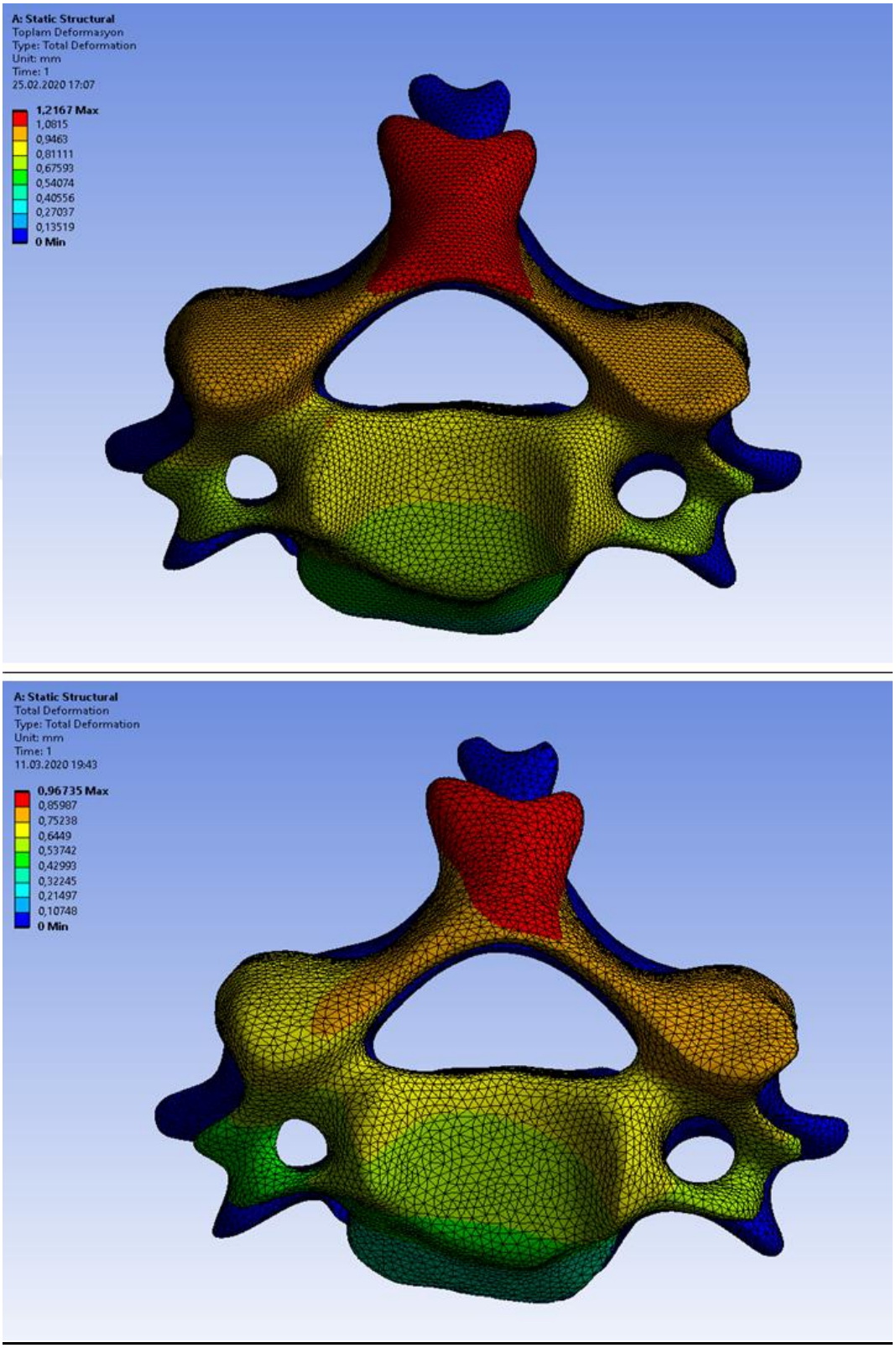
Şekil 4.34 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 400 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

500 N



Şekil 4.35 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 500 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

600 N



Şekil 4.36 Faset Eklemli 1. Model ve 2. Modelin 600 N Eksenel Yükleme Altında Oluşan Toplam Yer Değiştirmesi

Yukarıdaki şekillerde (Şekil 4.31 – 4.36) faset eklemli 1. Model ve 2. Model sırası ile 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 600 N sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) yapılmış olup modeldeki toplam dikey yöndeki yer değiştirmesinin birbirleri ile karşılaştırılması yapılıp sonuçları analiz edilmiştir.

Şekillerde soldaki olan model 1. Model, sağda bulunan model ise 2. Modeldir. 2. Modelde bulunan diskin yüzey alanı 1. Modeldeki diskten daha büyüktür. Şekiller incelendiğinde daha önce bilgi verildiği gibi iki modelin diskleri dışındaki mesh (ağ) sistemi ve mesh (ağ) kaliteleri de aynıdır. İki model arasındaki tek farklılık disklerdeki yüzey alanının değişmesinden kaynaklanmaktadır.

Disklerin deformasyonundaki sonuçlar irdelenirken verilen bu bilgiler buradaki omur bölümündeki deformasyon için de geçerlidir.

Faset eklemleri eklenmiş olan bu modelde yükün omura eksenel olarak gelmesine rağmen yer değiştirmenin omur bölümünün arka kısmında yoğunlaşmasının sebeplerinden birisi omurların fizyolojik yapısıdır. Fakat yükün arkada birikmesini engellemek için diskler, faset eklemleri, bağlar ve kaslar birlikte görev yaparlar.

Bazı çalışmalarda bağlar için daha sert tepki veren doğrusal olmayan yay tipi elemanlar kullanılarak ve özellikle omurların arka kısmında bu elemanları biriktirerek yükün daha düzgün dağıtılması amaçlanmış ve daha iyi sonuçlar elde edilmiştir [26].

Bu çalışmada ise faset eklemsiz modele sadık kalınarak spring (yay) tipi elemanların kuvvetlerinde herhangi bir değişikliğe gidilmemiştir. Çok fazla karşılaştırma yapılıp karışıklık yaratılmaması için böyle bir yol izlenmiştir. Aslında buradaki çalışma ile de insan vücudundaki kasların, bağların ve yumuşak dokuların sağlıklı bir sistem için ne kadar büyük bir önem arz ettiği görülmüştür.

Beklendiği gibi sıkıştırma yükü (eksenel kuvvet) arttıkça omur bölümünde toplam yer değiştirme de doğru orantılı olarak artmıştır.

Şekil 4.31'de 100 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,25537 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,20628 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.32'de 200 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,49641 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,39724 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.33'te 300 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,73668 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,58749 mm olarak analiz edilmiştir.

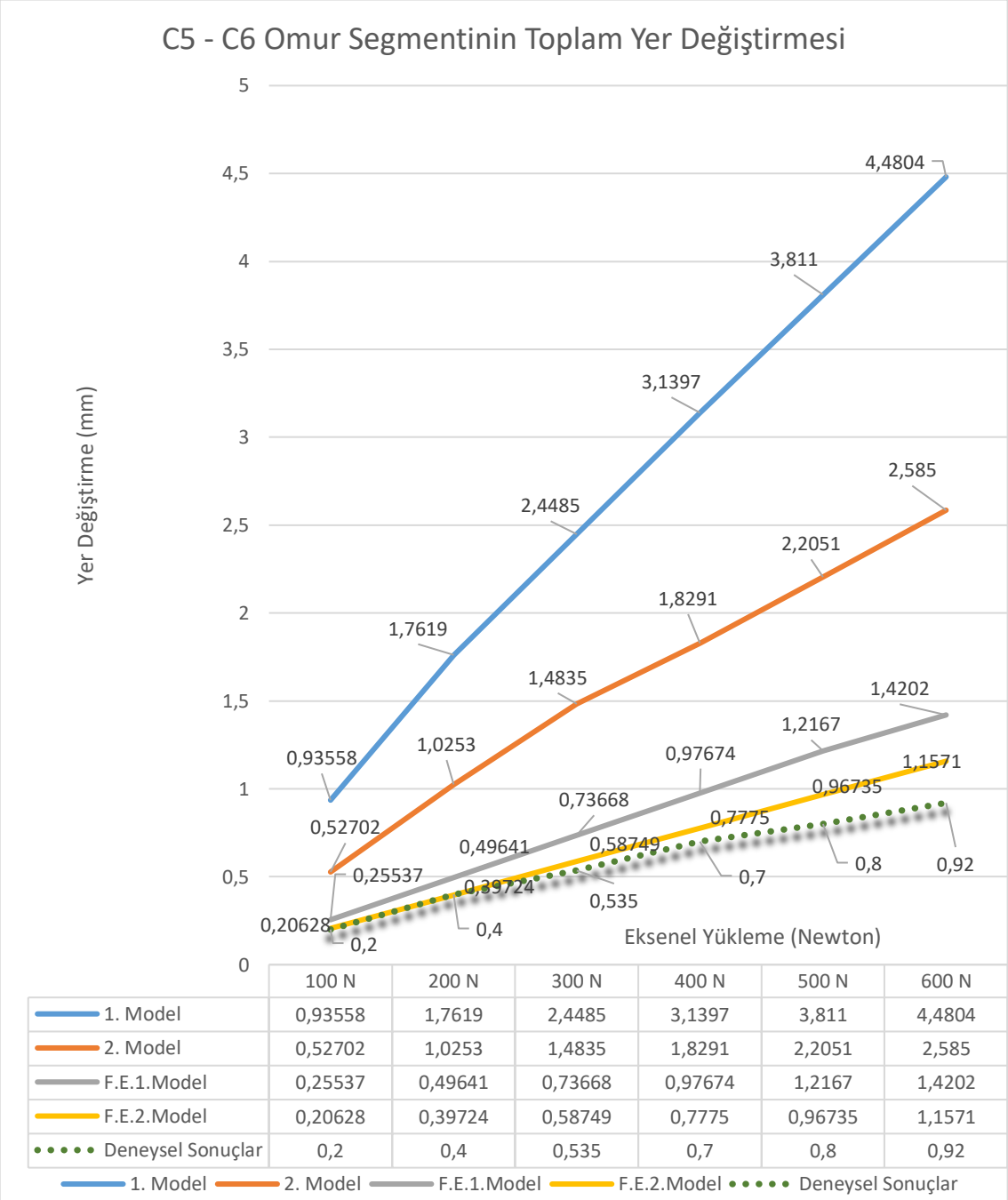
Şekil 4.34'te 400 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 0,97674 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,7775 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.35'te 500 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,2167 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 0,96735 mm olarak analiz edilmiştir.

Şekil 4.36'da 600 Newton sıkıştırma yüklemesi (eksenel yükleme) sonucunda; Faset eklemli 1. Modeldeki toplam dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi 1,4202 mm, faset eklemli 2. Modeldeki diskin dikey yönündeki maksimum yer değiştirmesi ise 1,1571 mm olarak analiz edilmiştir.

Sonuçlarda görüldüğü gibi disk yüzey alanı daha büyük olan 2. Modeldeki maksimum toplam dikey yer değiştirme beklenildiği gibi daha küçüktür. Bu modeldeki disk yüzeye daha iyi uyum sağladığı ve diskin arka yüzeyi daha geniş olduğu için gelen yüke daha iyi tepki verebilmiştir. Böylelikle yüzey alanı büyük olan disk bu yüklere daha iyi tepki verdiği gibi sadece disk alanını değil tüm modelin yük dengesini etkilediği görülmüştür. Ayrıca bir önceki faset eklemsiz modelin analiz sonuçlarında ne kadar farklı olduğu görülmüştür. Bu durum Şekil 4.37'de irdelenmiştir. Omur bölümündeki yer değiştirme omurların doğal yapısındaki harekete göre normal sayılabilir. Özellikle faset eklemli 2. Model gelen eksenel yüke daha iyi bir tepki vererek daha mantıklı ve kabul edilebilir sonuçlar vermektedir.

Yer değiştirme verileri karşılaştırma kolaylığı olması açısından faset eklemli ve faset eklemsiz modellerin bütün analiz sonuçları Şekil 4.37'de verilmiştir.



	100 N	200 N	300 N	400 N	500 N	600 N
1. Model	0,93558	1,7619	2,4485	3,1397	3,811	4,4804
2. Model	0,52702	1,0253	1,4835	1,8291	2,2051	2,585
F.E.1.Model	0,25537	0,49641	0,73668	0,97674	1,2167	1,4202
F.E.2.Model	0,20628	0,39724	0,58749	0,7775	0,96735	1,1571
Deneysel Sonuçlar	0,2	0,4	0,535	0,7	0,8	0,92

1. Model 2. Model F.E.1.Model F.E.2.Model Deneysel Sonuçlar

Şekil 4.37 1. Model, 2. Model, F.E.1. Model ve F.E.2. Modellerinin Eksenel Yükleme Altında Yer Değiştirmesi

Şekil 4.37'den rahatlıkla görüldüğü mavi renkli seri çizgisi faset eklemleri olmayan 1. Model, turuncu renkli seri çizgisi faset eklemleri olmayan 2. Model iken gri renkli

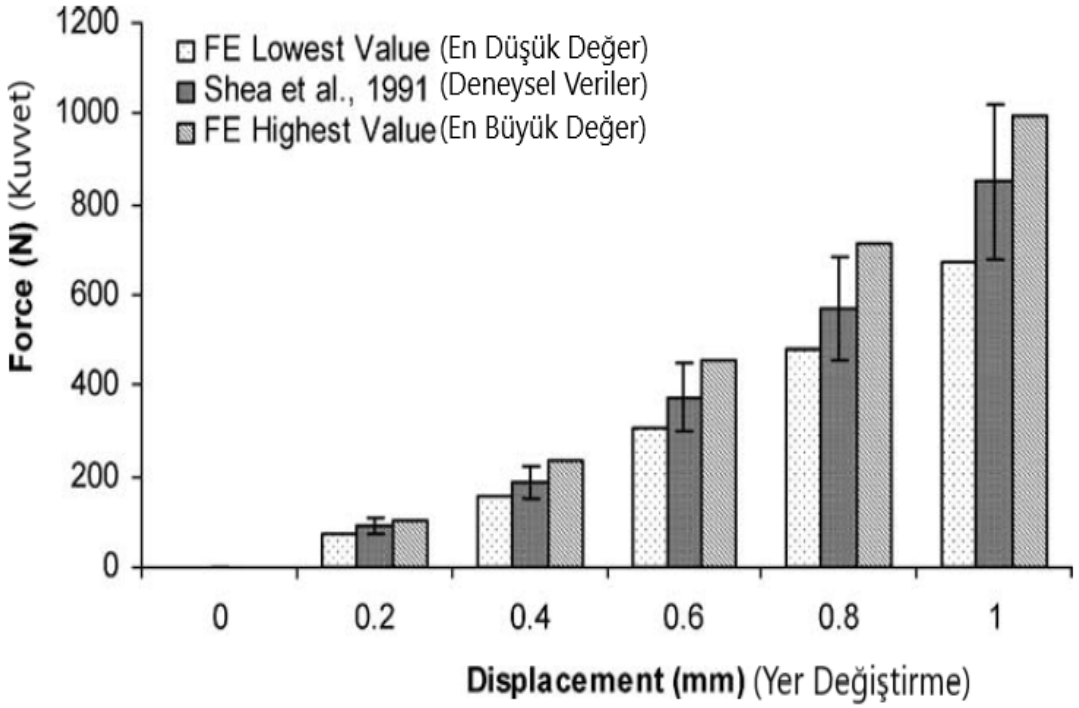
seri faset eklemli 1. Model, sarı renkli seri ise faset eklemli 2. Model olarak atanmıştır. Yeşil renkli seri ise deneysel sonuçları göstermektedir.

100 N'da iki modelin yer değiştirmesi birbirine yakınken bu fark yük arttıkça daha da fazla artmaktadır. 600 N'da bu fark maksimumdur ve eğer daha fazla yükleme yapılsaydı farkın daha fazla açılacak olduğu sonucu çizelgeden çıkarılabilir. Diskteki yer değiştirmedeki sebepler ile aynı açıklamaları bu başlıkta da kullanabiliriz.

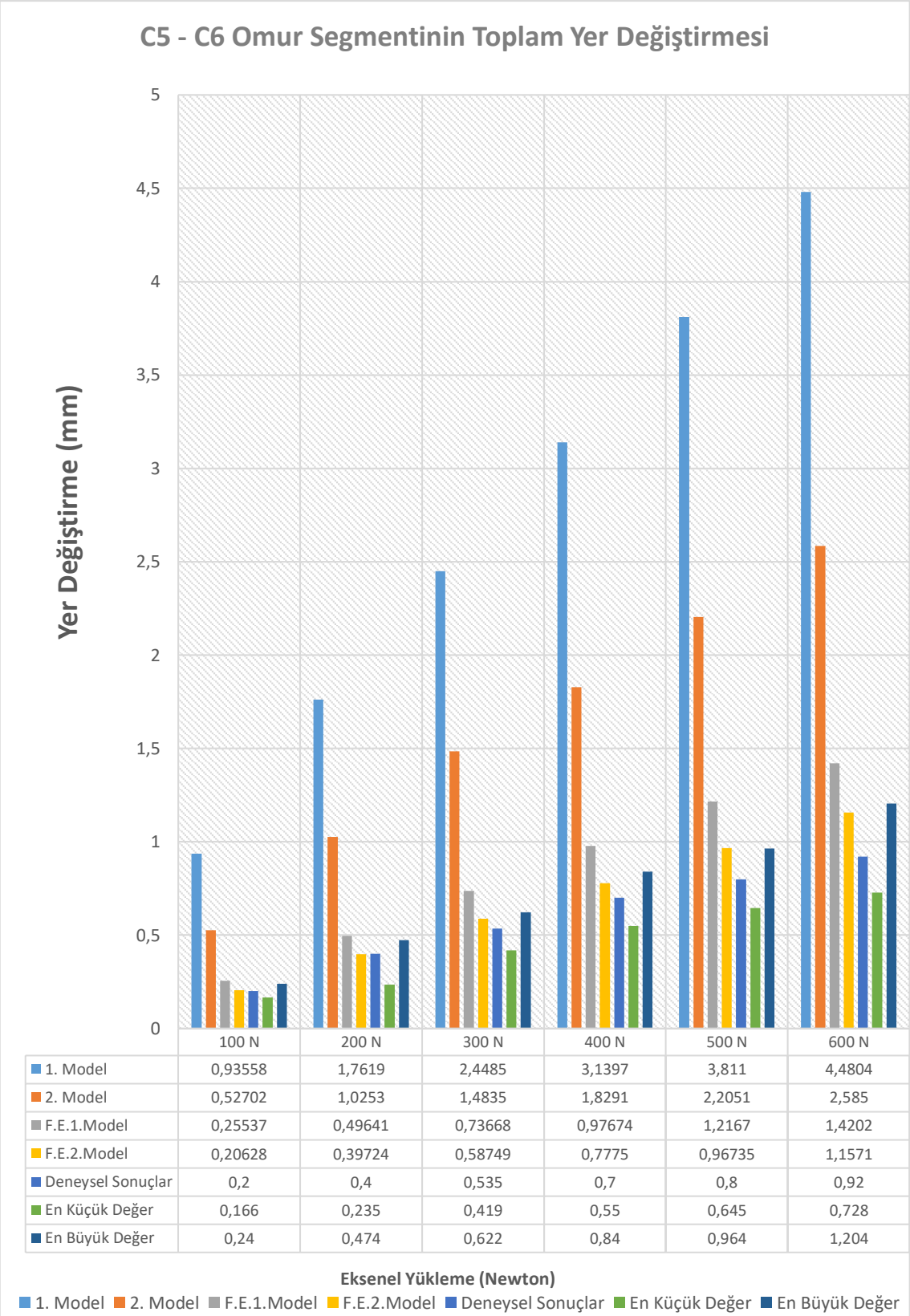
Modeldeki toplam yer değiştirme modellerin disklerindeki yer değiştirme ile orantılı olması bekleniyordu ve sonuçlar ile bu durum doğrulanmıştır.

Yüklemeler sonucunda modelde meydana gelen eksenel yöndeki deformasyon ise toplam deformasyon ile çok yakın sonuçlara sahiptir.

Sonuçların daha iyi yorumlanabilmesi için literatürdeki yapılan çalışmalar ile karşılaştırılmıştır. Fakat literatürdeki çalışmaların bu çalışma ile tamamen aynı olmadığı ve farklı sonuçlara odaklı çalışıldığı için kıyaslama işlemi istediğimiz veriyi tam olarak doğrulayamaz ancak yorum yapmamızı ve çalışmanın gidişatı yönünde bilgi amaçlı kullanılabilir.



Şekil 4.38 Eksenel Sıkıştırma ile Servikal Omurun Toplam Yer Değiştirmesi [27]



	100 N	200 N	300 N	400 N	500 N	600 N
1. Model	0,93558	1,7619	2,4485	3,1397	3,811	4,4804
2. Model	0,52702	1,0253	1,4835	1,8291	2,2051	2,585
F.E.1.Model	0,25537	0,49641	0,73668	0,97674	1,2167	1,4202
F.E.2.Model	0,20628	0,39724	0,58749	0,7775	0,96735	1,1571
Deneysel Sonuçlar	0,2	0,4	0,535	0,7	0,8	0,92
En Küçük Değer	0,166	0,235	0,419	0,55	0,645	0,728
En Büyük Değer	0,24	0,474	0,622	0,84	0,964	1,204

Şekil 4.39 Eksenel Yükleme Altında, Tasarlanan Modeller ile Literatürdeki Modeller Arasında Yer Değiştirmenin Karşılaştırılması

Faset eklemleri olmayan modelin analizi başlığında Şekil 4.38'de paylaşılıp karşılaştırma yapılmıştır. Bu başlıkta faset eklemleri olan modellerin karşılaştırması da aynı kaynaktan yapılmıştır ve Şekil 4.37'deki grafiğe de Şekil 4.38'deki deneysel sonuçlar ayrı olarak yaklaşım yapılıp Şekil 4.39'da birlikte gösterilmiştir. Böylece tüm sonuçlar daha rahat incelenmiştir.

Daha önceki başlıkta açıklandığı gibi Şekil 4.38'de Teo ve Ng'nin çalışmasından bir karşılaştırma verilmiştir [27]. Kendi çalışmalarında C4 – C6 omur bloğunda eksenel yükleme kısmında meydana gelen yer değiştirmeleri karşılaştırmışlardır. Analiz sonuçlarından elde edilen en düşük değer ile en büyük değeri deneysel veriler ile karşılaştırıp aralarındaki farkı ortaya koymuşlar ve yüzde 20 ~ 30'luk bir fark olduğunu görmüşlerdir. Teo ve Ng'nin çalışmasında elde edilen en düşük değer ve en yüksek değer olarak nitelediği sonuçlar modeldeki malzeme değişikliklerinden oluşmaktadır.

Şekildeki 3 veri de 100 N'luk eksenel etki eden bir kuvvette 0,2 mm civarlarında hatta maksimum 0,3 mm'ye yakın bir yer değiştirme görülmüştür. Diğer veriler bu doğrultuda doğrusal olarak artmaktadır.

Şekil 4.39'daki grafik detaylı olarak incelenirse Şekil 4.38'de gösterilen deneysel veriler ile elde edilen sonuçların beklenildiği gibi faset eklemli 2. Model ile çok yakın olduğu görülmektedir. 100 Newton ile eksenel yüklemede deneysel sonuçlar 0,2 mm civarında bir yer değiştirme gösterirken faset eklemli 2. Model (F.E.2.Model) 0,2 mm civarında bir yer değiştirme gösterir. Diğer yüklemeler ile karşılaştırma yapılırsa sonuçların birbirine uyumlu olduğu görülebilir. Fakat kuvvet arttıkça 500 ve 600 Newtonluk yükleme sonrasında bu çalışmadaki modelde deformasyonun yani yer değiştirmelerin daha yüksek çıktığı görülmüştür.

Bu durum modelde oluşturulan bağ kuvvetleri ile ilgilidir. Daha önceki başlıklarda da belirtildiği gibi farklı çalışmalarda farklı bağ kuvvetleri kullanıldığı görülmüştür [26]. Bağ kuvvetleri doğrusal olmayan spring (yay) tipi elemanlar kullanılarak oluşturulmuş ve yer değiştirme miktarı yani yay uzunluğu değiştikçe daha farklı kuvvetle tepkiler veren bağ kuvvetleri modellenmiştir. Böylece bu tip tepki veren doğrusal olmayan spring (yay) tipi elemanlar özellikle omurların arka kısmında bu

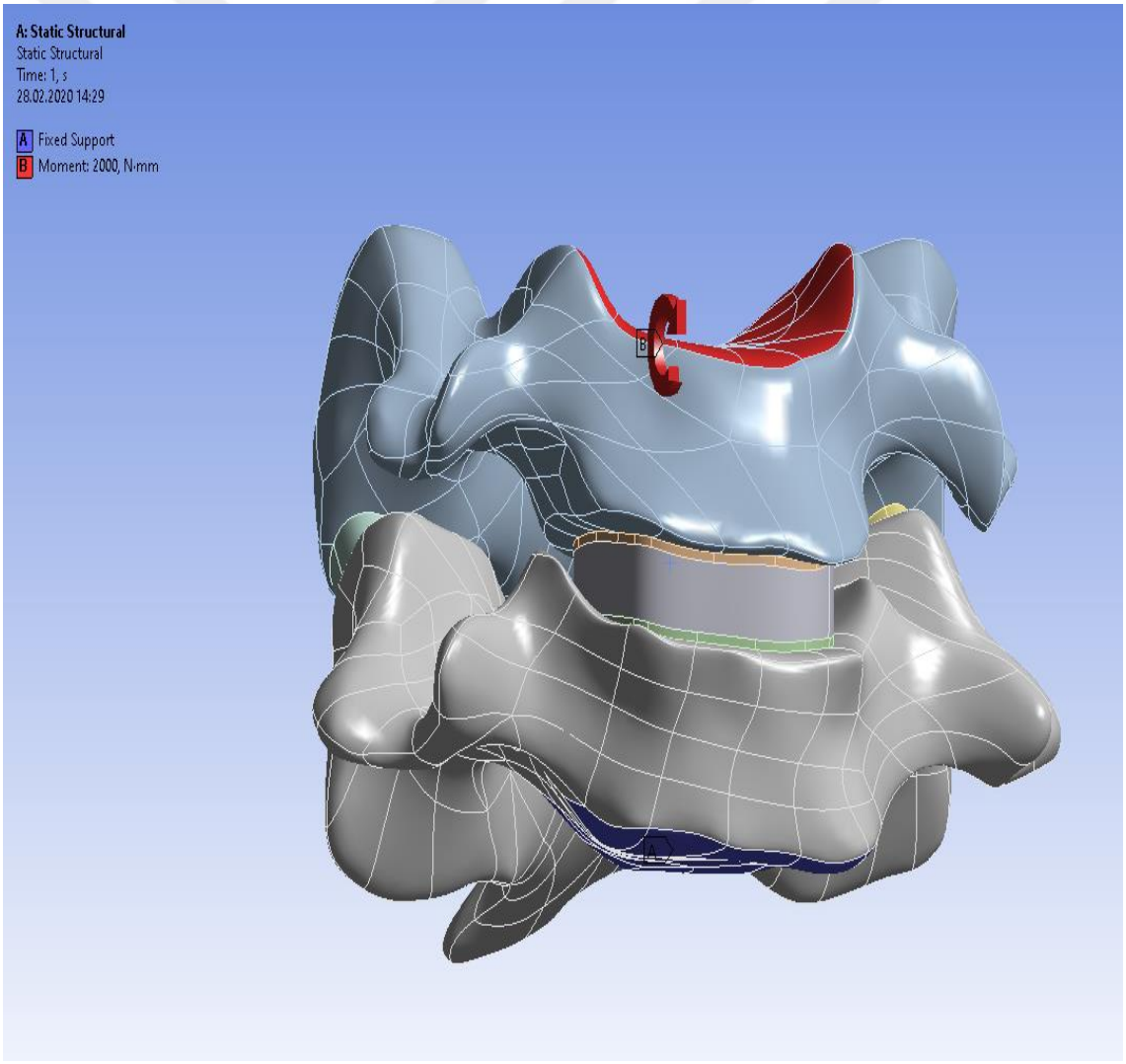
elemanları biriktirerek yükün daha düzgün dağıtılarak deformasyon miktarını azaltacağı görülmektedir.

Bütün bunlar göz önüne alındığında sonuçların doğruluğu ve mantığa uygun olduğu rahatlıkla analiz edilmektedir.

4.3.2 Fleksiyon (Bükülme Hareketi)

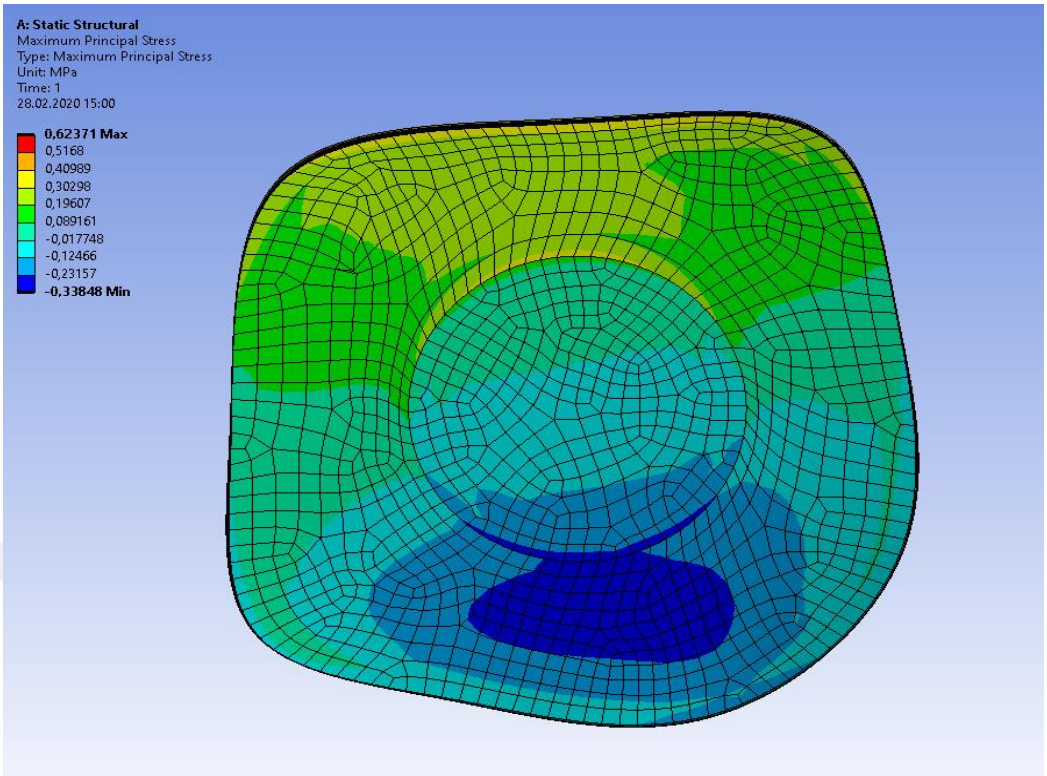
Modelde C6 omurunun alt yüzeyinde bulunan disk boşluğu sabitlenmiştir. C5 omurunun üst bölümünde bulunan disk boşluğuna ise + 2 nm tork uygulanmıştır. Böylece omur bölümündeki bükülme hareketi incelenmiştir.

Şekil 4.39'da yüklemenin ve sabitlemenin yapıldığı alanlar ile ilgili görsel bilgi verilmiştir.

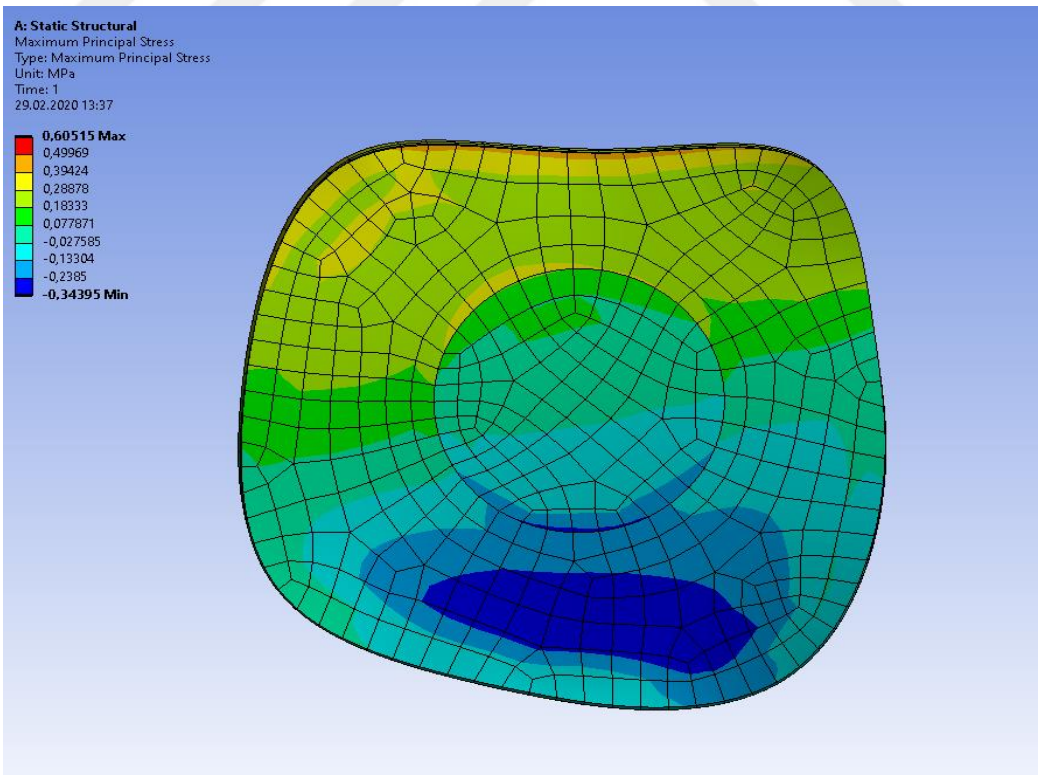


Şekil 4.40 Yüklemenin ve Sabitlemenin Yapıldığı Alanlar

Diskteki Gerilme

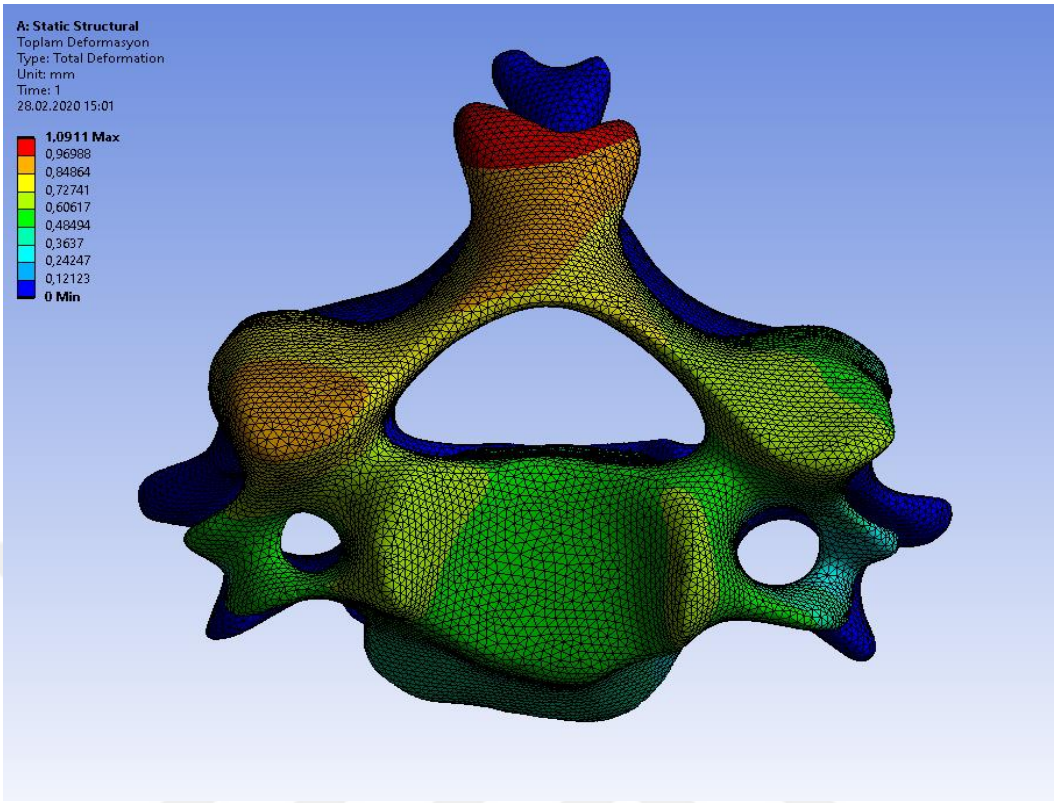


Şekil 4.41 1. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi

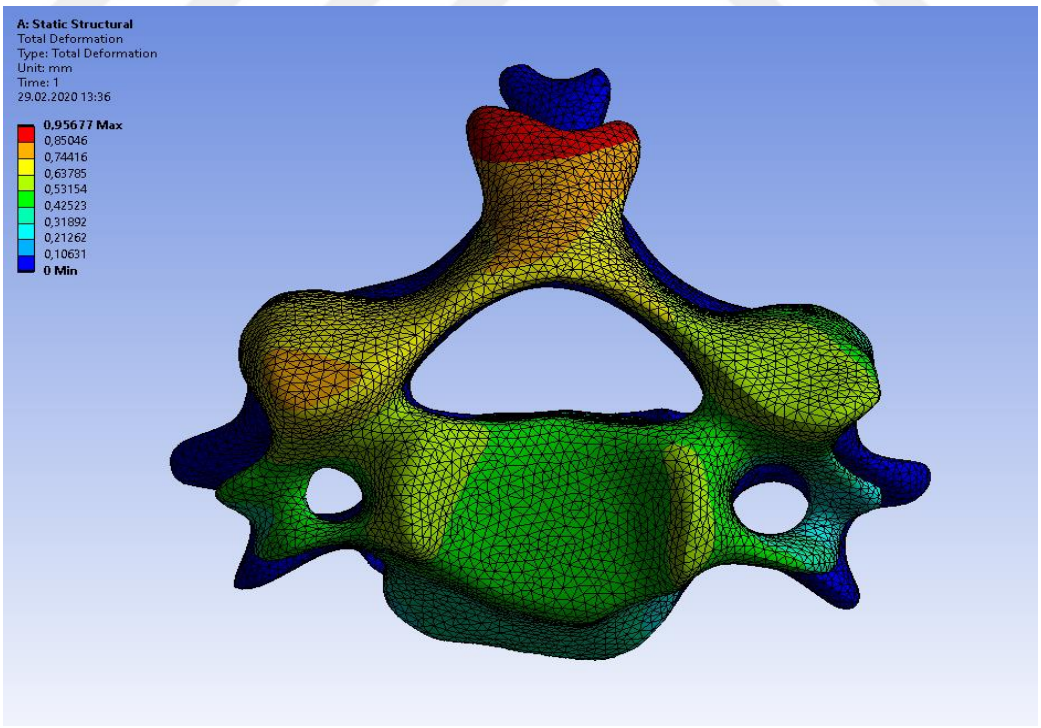


Şekil 4.42 2. Modelin Diskinin Maksimum Temel Gerilmesi

Toplam Deformasyon



Şekil 4.43 1. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon



Şekil 4.44 2. Modelde Oluşan Toplam Deformasyon

Kafanın öne eğilme koşullarında boynun yaptığı hareket incelenmiş ve fleksiyon (bükülme hareketi) modele uygulanmıştır.

Şekil 4.41 ve Şekil 4.42'de her iki modelin diskinde oluşan gerilmeler analiz edilmiştir. Beklenildiği gibi diskler omura bağlı olduğundan dolayı omurların hareketi diskin arka kısmını yukarı doğru çekerek gerilmelerin diskin arka yüzeyinde yoğunlaşmasına neden olmuştur. Bu faset eklemleri olan modellerden disk yüzey alanı daha küçük olan Model 1'in diskinde oluşan maksimum gerilme 0,62371 MPa iken disk yüzey alanı daha büyük olan Model 2'nin diskinde oluşan maksimum gerilme 0,60515 MPa'dır.

Şekil 4.43 ve Şekil 4.44'te her iki modelde oluşan toplam deformasyon analiz edilmiştir. En büyük yer değiştirme C5 omurunun arka tarafında oluşmaktadır. Bunun sebebi bükülme hareketi nedeni ile C5 omurunda öne doğru dönme isteği oluşacaktır. Bu durumda C5 omurun en arka kısmında en büyük hareket gözlenir. Disk yüzey alanı daha küçük olan Model 1'de oluşan maksimum deformasyon 1,0911 mm iken disk yüzey alanı daha büyük olan Model 2'de oluşan maksimum deformasyon 0,95677 mm'dir.

Faset eklemleri olmayan 1. Modelde diskteki maksimum gerilme 1,8077 MPa, omur bölümündeki toplam deformasyon 2,0304 mm iken 2. Modelin diskinde oluşan maksimum gerilme 1,4048 MPa, omur bölümünde oluşan toplam deformasyon 1,5651 mm olarak analiz edilmişti.

Faset eklem olan modeller ile olmayan modeller karşılaştırıldığında oluşan farkın oldukça büyük ve önemli olduğu görülmüştür. Ve ayrıca faset eklemli modellerin kendi aralarında ise küçük farklar olduğu görülmüştür. Bu durumun başlıca sebebi faset eklemlerinin en önemli görevlerinden biri olan diske yardımcı olmak ve sistemdeki iş yükünü hafifletmesidir.

Bir önceki faset eklemsiz model başlığında literatürde bu sonuçları karşılaştıracak pek bir çalışma olmadığından bahsedilmiştir. Diğer çalışmalarda daha çok dönme açılarına odaklanılmıştır. Fakat Sousa ve arkadaşlarının deformasyonu 0,90 mm civarında elde ettiği çalışma ile karşılaştırma yapılırsa bu çalışmadan elde edilen gerilme ve deformasyon sonuçlarının mantığa uygun olduğu görülebilir [6].

5
SONUÇ VE ÖNERİLER

Temel düzeyde disk boyutlarına göre 2 farklı C5 – C6 omur bölümü modellenmiştir.

Ayrıca bu sadece disk boyutları farklı iki modelle faset eklemleri de eklenerek, eksenel ve tork kuvvetleri altında analizleri yapılarak modeller birbirleri ile deformasyon ve gerilme tepkilerine göre karşılaştırmaları yapılmıştır ve elde edilen sonuçlar detaylı olarak irdelenmiştir.

Analiz sonuçları literatürdeki çalışmalarla karşılaştırılmış olup sonuçlar doğrulanmıştır.

Yapılan bu çalışma ile;

1. Bu çalışmada özellikle yumuşak dokuların (disk ve faset eklem) sağlıklı bir insan omurga sistemi için ne derece önemli olduğu gözler önüne serilmiştir.

2. Diskin yüzey boyutlarına göre eksenel yüklemelere ve bükülme hareketinden dolayı oluşan tork kuvvetlerine verdiği tepkiler analiz edilmiştir.

3. Faset eklemleri olmayan bir modelin eksenel yüklemelere ve bükülme hareketinden dolayı oluşan tork kuvvetlerine verdiği tepkiler de analiz edilmiştir.

4. C5 ve C6 omurlarının gelen yükler eşiğinde verdiği tepkiler ve davranışları incelenmiştir.

5. Servikal omur bölümündeki bağların yapılarının ve davranışlarının modelde yarattığı etkiler irdelenmiştir.

6. Sonlu elemanlar modeli, normal şartlar altında deneysel olarak gerçekleştirilmesinin neredeyse imkânsız olduğu bulguların bu yöntem ile elde edilebileceği açıktır. Ayrıca bu çalışmadaki modelin daha ayrıntılı olarak tasarlanıp ve daha gerçekçi sonuçlar alınabileceği göz ardı edilmemelidir.

7. Çalışma, farklı patolojilerin ve farklı tip implantlarının evrimini ve gelişimini incelemek ve ayrıca bu konuda farklı tasarımlar yapmak için eksiksiz bir model oluşturmanın ilk adımı olarak düşünülebilir.

8. Alınan sonuçlar ışığında çalışmanın disk implant geliştirme çalışmalarına yardımcı olması amaçlanmıştır.

Kaynakça

[1] W.A.M.Brekelmans, H.W.Poort, T.J.J.H.Slooff. A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts[J]. Acta Orthopaedica Scandinavica. 1972,43(5):301-317.2

[2] Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., Pintar, F.A., 1996. Finite element applications in cervical spine modeling. Spine 21 (15), 1824–1834.

[3] Clausen, J.D., Goel, V.K., Traynelis, V.C., Scifert, J., 1997. Unicinate process and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5–C6 segment. Journal of Orthopaedic Research 15, 342–347.

[4] Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F.A., Maiman, D.J., 1999. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. Medical Engineering and Physics 21, 689–700.

[5] Ng, H.W., Teo, E.C., 2001. Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4–C6) under axial loading. Journal of Spinal Disorders 14 (3), 201–210.

[6] T. Teixeira, L. C. Sousa, R. M. N. Jorge, M. Parente, J. M. Gonçalves, R. Freitas, Biomechanical Study of the Cervical Spine, 2015, 2212-9391.

[7] Birgili, B., Servikal Vertebra Pediküllerinin Cerrahi Anatomisi: Bir Kadavra Çalışması, Uzmanlık Tezi, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Edirne, 2007.

[8] Mbulelo, T.M., Cervical Spine Biomechanical Behavior and Injury, Master of Science in Engineering, Wright State University, 2011.

[9] Esat, V., Biomechanical Modelling of the Whole Human Spine for Dynamic Analysis, A Doctoral Thesis, Doctor of Philosophy of Loughborough University, 2006.

[10] Hamill, J., Knutzen, M.K., Derrick, R.T., Biomechanical Basis of Human Movement, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2015, USA.

[11] Karaşahin, A.R., Subaksiyal Servikal Omurga Travmalarında Ao Sınıflaması Uygulanabilirliği, Uzmanlık Tezi, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Edirne, 2008.

[12] İbrahimoğlu, M., Servikal Kafes Kullanımında Füzyon Amaçlı Otogreft Kemik Kullanımı, Uzmanlık Tezi, Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi, Denizli, 2015.

[13] Kim, H.Y., Khuyagbaatar, B., Kim, K., Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine, Journal of Mechanical Science and Technology 32 (1) (2018) 1-10

[14] Kaya, N.N., İnsan Kolu Humerus Kemiği İçin Sonlu Elemanlar Modeli ve Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2013.

[15] Mikeal, H., Computed tomography of human brain, Department of Radiology, Uppsala University Hospital, 2008, Sweden.

[16] A. E. Castellvi, H. Huang, T. Vestgaarden, S. Saigal, D. H. Clabeaux, and D. Pienkowski, "Stress Reduction in Adjacent Level Discs via Dynamic Instrumentation: A Finite Element Analysis," SAS Journal, vol. 1, no. 2, pp. 74–81, Jun. 2007.

[17] N. Kallemeyn, A. Gandhi, S. Kode, K. Shivanna, J. Smucker and N. Grosland, Validation of a C2–C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data, Medical Engineering & Physics, 32 (5) (2010) 482-489.

[18] Zhou Huajun, Zhang Meichao, Li Feng. Finite element analysis of biomechanics of cervical spine following replacement of disc prosthesis[J]. Orthopaedic Biomechanics Materials and Clinical Study, 2007(05).

[19] Schmidt, H., F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, and H. Wilke. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. Clin. Biomech. 22:377–384, 2007.

[20] Keskintaş, S., Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Optimum Genişleyebilir Servikal Peek Cage Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007.

[21] E.C. Teo, H.W. Ng, Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method, Medical Engineering & Physics 23 (2001) 155–164.

[22] Nazlıkul H., Elmacıoğlu, M.A., Acarkan, T., Faset Eklem Sendromu ve Klinik Yansımaları, Journal of Complementary Medicine, Regulation and Neural Therapy Volume 13, Number 1 : 2019.

[23] Kumaresan, S., N. Yoganandan, F. A. Pintar, D. J. Maiman, and S. Kuppa. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: finite element approach. J. Biomech. Eng. 122:1–12, 2000.

[24] Z. Wang, H. Zhao, J. M. Liu, L. W. Tan, P. Liu and J. H. Zhao, Resection or degeneration of uncovertebral joints altered the segmental kinematics and load-sharing pattern of subaxial cervical spine: A biomechanical investigation using a C2–T1 finite element model, J. of Biomechanics, 49 (13) (2016) 2854-2862.

[25] Ovalı, İ., Esen, C., Ansys Workbench, İnkilap Kitabevi, İstanbul, 2017.

[26] J. Wheeldon, B. D. Stemper, N. Yoganandan, and F. A. Pintar, "Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine.," Annals of biomedical engineering, vol. 36, pp. 1458–69, Sep. 2008.

[27] H.W. Ng, E.C. Teo, V.S. Lee, Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear, Journal of Biomechanics 37 (2004) 771–777.

Tezden Üretilmiş Yayınlar

İletişim Bilgisi: kaannamal.k.a@gmail.com

Konferans Bildirileri

1. Namal, K., Aşçıoğlu Temiztaş, B., Biomechanical Analysis of Cervical Spine, Fifth International Conference On Advanges In Mechanical Engineering : ICAME 2019, 17-19 December 2019, Istanbul, s.2115-2122.