

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MANDİBULANIN CERRAHİ OLARAK SAATİN TERSİ YÖNÜNDE
ROTASYONUNDAN SONRA POSTERİOR AÇILI KONDİL ÜZERİNDE
OLUŞAN STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Sevim ÇAKILTAŞ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK

HAZİRAN 2019

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MANDİBULANIN CERRAHİ OLARAK SAATİN TERSİ YÖNÜNDE
ROTASYONUNDAN SONRA POSTERİOR AÇILI KONDİL ÜZERİNDE
OLUŞAN STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Sevim ÇAKILTAŞ
(150206117)**

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK

HAZİRAN 2019

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 150206117 numaralı Doktora Öğrencisi Sevim ÇAKILTAŞ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "Mandibulanın Cerrahi Olarak Saatin Ters Yönünde Rotasyonundan Sonra Posterior Açılı Kondil Üzerinde Oluşan Streslerin Değerlendirilmesi" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK



Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Alper ALKAN



Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Prof. Dr. Gökmen KURT



Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Doç. Dr. Burcu Baş



Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Prof. Dr. Bora Özden



Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Teslim Tarihi : 22 Ağustos 2019
Savunma Tarihi : 26 Haziran 2019



Aileme,

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince desteğini her daim hissettiğim, nezaketi ve sabrı ile hem doktora hem tez sürecinde desteğini gördüğüm üzerimde çok büyük emeği olan çok kıymetli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK'e, eğitimim süresince deneyimlerinden faydalandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Alper ALKAN, Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ, Prof. Dr. Erdem KILIÇ, Dr. Türker YÜCESOY, Dr. Nurettin DİKER'e dört yıllık eğitimimde her türlü destekleriyle yanımda olan asistan arkadaşlarıma, idari çalışanlara ve sağlık personeline çok teşekkür ederim.

Hayatımın her döneminde her daim arkamda olan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, çocukları olduğum için her zaman şanslı hissettiğim kıymetli canım babam Sebahattin ÇAKILTAŞ ve canım annem Birsen ÇAKILTAŞ'a, dünyada sahip olduğum en kıymetli parçam canım kardeşim Berkant ÇAKILTAŞ'a ve tez dönemim boyunca sevgi ve desteğini esirgemedi her zaman yanımda olan sevgili nişanlım Mustafa Ozan ARSLAN'a sonsuz teşekkür ederim.

Haziran 2019

Sevim ÇAKILTAŞ
(Diş Hekimi)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Sevim ÇAKILTAŞ



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iv
BEYAN.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER.....	ix
TABLO LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xv
SUMMARY.....	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Mandibula	4
2.1.1 Mandibula anatomisi.....	4
2.1.2 Mandibuler kondil anatomisi.....	5
2.1.3 Mandibulanın büyüme ve gelişimi	7
2.1.4 Mandibuler hipoplazi, uzun yüzlü hasta profili ve ön açık kapanış malokluzyonu.....	8
2.1.5 Çiğneme kasları ve okluzal kuvvetler	11
2.2 Ortognatik Cerrahi.....	13
2.2.1 Ortognatik cerrahi teknikler	13
2.2.2 Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO).....	14
2.2.2.1 Sagittal split ramus osteotomisinin tarihçesi.....	14
2.2.2.2 Sagittal split ramus osteotomisinde cerrahi teknik	19
2.2.2.3 Sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan fiksasyon yöntemleri.....	23
2.2.2.4 Sagittal split ramus osteotomisinde postoperatif komplikasyonlar.....	24
2.2.2.5 Sagittal split ramus osteotomisinde relaps	26
2.2.2.6 Sagittal split ramus osteotomisinden sonra kas aktivitesindeki değişiklikler	29
2.3 Kuvvet Analizleri	30
2.3.1 Temel Mekanik Kavramlar	30
2.3.2 Kuvvet Analiz Yöntemleri	35
2.3.2.1 Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi (Finite Element, SEA)	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1 Sonlu Eleman Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	41
3.2 Modellerin Ağ Yapısının Oluşturulması.....	52

3.3 Eleman ve Dügüm Noktalarının Belirlenmesi	54
3.4 Sınır Koşulları	56
3.5 Yükleme Koşulları.....	57
3.6 Analizlerin Yapılması Ve Sonuçların Alınması.....	58
4. BULGULAR.....	59
4.1 Model 1	59
4.2 Model 2	66
4.3 Model 3	73
4.4 Model 4	80
4.5 Model 5	87
4.6 Model 1,2,3,4 ve 5'te Mandibuler Kondilde Açısai Değişiklikler	94
4.7 Model 1,2,3,4 ve 5'in Karşılaştırılması	100
5. TARTIŞMA.....	106
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	122
KAYNAKLAR.....	123
EKLER.....	136
ÖZGEÇMİŞ	138

KISALTMALAR

Ark	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayar Tomografi
DICOM	: Dijital İmaging and Communications in Medicine
E	: Young Modülü
F	: Kuvvet
M	: Kütle
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
P	: Paskal.
Pmax	: Maksimum Prinsiple Stres
Pmin	: Minimum Prinsiple Stres
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SSRO	: Sagittal split ramus osteotomisi
TME	: Temporomandibuler Eklem
VMS	: Von Mises Stres

SEMBOLLER

α	: Alfa
$^{\circ}\text{C}$: Santigrad derece (Celsius)
γ	: Gama
δ	: Delta



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1 : Kas kuvvetlerinin değerleri.....	12
Tablo 3.1 : Çalışmamızda kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve Poisson oranı	53
Tablo 3.2 : Model 1'in eleman ve nod sayısı.	55
Tablo 3.3 : Model 2'nin eleman ve nod sayısı.	55
Tablo 3.4 : Model 3'ün eleman ve nod sayısı.....	55
Tablo 3.5 : Model 4'ün eleman ve nod sayısı.....	56
Tablo 3.6 : Model 5'in eleman ve nod sayısı.	56
Tablo 3.7 : Üç boyutlu modele atanan kas kuvvetleri.....	57
Tablo 4.1 : Model 1'de ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.	66
Tablo 4.2 : Model 2'de ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.	73
Tablo 4.3 : Model 3'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.....	80
Tablo 4.4 : Model 4'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.....	87
Tablo 4.5 : Model 5'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.....	94
Tablo 4.6 : Tüm modellerde mandibuler kondil başına gelen Von Mises, çekme ve basma gerilimlerinin değerleri.	103
Tablo 4.7 : Tüm modellerde gonial açı değerleri, gonial açı değişimleri, kondilin posterior hareket miktarı ve kondildeki açı değişimi.....	105

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	: Koronal planda şekillerine göre kondiller. A:Düz, B:Konveks C:Açılı D:Yuvarlak	6
Şekil 2.2	: Kondil pozisyonunun değerlendirilmesine ait şematik çizim	6
Şekil 2.3	: A: Posterior kondil pozisyonu B: Anterior kondil pozisyonu C: Sentrik kondil pozisyonu	7
Şekil 2.4	: A.Kondilin posterior yönde gelişimi, B.Mandibulanın aşağı ve geri rotasyonu	10
Şekil 2.5	: Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi.....	14
Şekil 2.6	: Blair'in "body" osteotomisi	15
Şekil 2.7	: Blair'in horizontal ramus osteotomisi	15
Şekil 2.8	: Limberg'in subkondiler posterior oblik ramus osteotomisi.	16
Şekil 2.9	: Vertikal Ramus Osteotomisi.	16
Şekil 2.10	: Losteotomi.	17
Şekil 2.11	: C osteotomi	17
Şekil 2.12	: Obwegeser ve Trauner tekniği	18
Şekil 2.13	: Dalpont tekniği.....	18
Şekil 2.14	: Hunsuck tekniği.....	18
Şekil 2.15	: Bukkal flebin subperiostal olarak kaldırılması.	20
Şekil 2.16	: Kesi yapılması.	21
Şekil 2.17	: Kesinin tamamlanmasının ardından osteotom ile split aşamasına geçilmesi.	21
Şekil 2.18	: Split aşaması.	22
Şekil 2.19	: Splintin okluzal düzleme yerleştirilmesi ve lastikler ile sabitlenmesi...22	
Şekil 2.20	: Monokortikal vida ve plak ile rijid fiksasyon.	23
Şekil 2.21	: A. Çekme Gerilimi B. Sıkışma Gerilimi C. Makaslama Gerilimi	32
Şekil 3.1	: BT'de kesitlerin hazırlanması.	42
Şekil 3.2	: Seçilen ham verilerin MIMICS programına aktarılması.	43
Şekil 3.3	: BT görüntüsünün MIMICS programına aktarılması.	43
Şekil 3.4	: İncelenen tomografi görüntüsünün kesitleri.	44
Şekil 3.5	: Kemiğin modellenmesi.	45
Şekil 3.6	: Dişlerin modellenmesi.	46

Şekil 3.7	: Spongeöz kemiğin modellenmesi.....	46
Şekil 3.8	: Kortikal kemik tabakasının 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulması.	47
Şekil 3.9	: Tüm anatomik yapıların (dişler, maxilla, mandibula) tek tek segmente edilerek ve ayrı ayrı modellenerek yapılandırılması.	47
Şekil 3.10	: Çift taraflı SSRO'nun yön, açı ve mesafelerinin ayarlanarak üç boyutlu modelde tamamlanması (Kontrol grubu).....	48
Şekil 3.11	: Model 2. Mandibulada SSRO ile 5 mm ilerletme, proksimal segmentin pasif şekilde fiksasyonu.	48
Şekil 3.12	: Model 3. Mandibulada SSRO ile 5 mm ilerletme, proksimal segmentin alt sınırının distal segmente göre düzeltilerek fiksasyonu.	49
Şekil 3.13	: Model 4. Mandibulada SSRO ile 10 mm ilerletme, proksimal segmentin pasif şekilde fiksasyonu.	49
Şekil 3.14	: Model 5. Mandibulada SSRO ile 10 mm ilerletme, proksimal segmentin alt sınırının distal segmente göre düzeltilerek fiksasyonu.	50
Şekil 3.15	: Model 1'de molar diş pozisyonu, Model 2'de SSRO ile mandibula 5 mm ilerletildikten sonra molar diş pozisyonu.	50
Şekil 3.16	: Model 1'de molar diş pozisyonu, Model 4'te SSRO ile mandibula 10 mm ilerletildikten sonra molar diş pozisyonu.	51
Şekil 3.17	: Solidworks yazılımında hazırlanan fiksasyon plağı.	51
Şekil 3.18	: Solidworks yazılımında hazırlanan fiksasyon vidaları.	52
Şekil 3.19	: Modellerde kullanılacak olan miniplak ve 5 mm vida.	52
Şekil 3.20	: Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sistemi.	54
Şekil 3.21	: Sonlu eleman modelinde sınır ve yükleme koşulların uygulanması.	56
Şekil 3.22	: Üç boyutlu modele atanan çene kaslarının uyguladığı kuvvet miktarı ve uygulanma noktaları.	57
Şekil 3.23	: 1. molar ve 1. kesici dişe uygulanan kuvvetlerin yönü.	58
Şekil 4.1	: Model 1'de ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	60
Şekil 4.2	: Model 1'de çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	61
Şekil 4.3	: Model 1'de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	62
Şekil 4.4	: Model 1'de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	63
Şekil 4.5	: Model 1'de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	64
Şekil 4.6	: Model 1'de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	65

Şekil 4.7	: Model 2’de ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	67
Şekil 4.8	: Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	68
Şekil 4.9	: Model 2’de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	69
Şekil 4.10	: Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	70
Şekil 4.11	: Model 2’de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	71
Şekil 4.12	: Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	72
Şekil 4.13	: Model 3’te ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	74
Şekil 4.14	: Model 3’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	75
Şekil 4.15	: Model 3’te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	76
Şekil 4.16	: Model 3’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	77
Şekil 4.17	: Model 3’te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	78
Şekil 4.18	: Model 3’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	79
Şekil 4.19	: Model 4’te ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	81
Şekil 4.20	: Model 4’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	82
Şekil 4.21	: Model 4’te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	83
Şekil 4.22	: Model 4’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	84
Şekil 4.23	: Model 4’te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	85
Şekil 4.24	: Model 4’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	86
Şekil 4.25	: Model 5’te ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	88
Şekil 4.26	: Model 5’te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.	89
Şekil 4.27	: Model 5’te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	90

Şekil 4.28 : Model 5'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.	91
Şekil 4.29 : Model 5'te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	92
Şekil 4.30 : Model 5'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.	93
Şekil 4.31 : Model 1'de ölçülen gonial açı değeri.	94
Şekil 4.32 : Model 2'de ölçülen gonial açı değeri.	95
Şekil 4.33 : Model 2'de Model 1'e göre kondildeki hareket ve açı değişikliği.	95
Şekil 4.34 : Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 2.....	96
Şekil 4.35 : Model 3'te ölçülen gonial açı değeri.	96
Şekil 4.36 : Model 3'te Model 1'e göre kondildeki hareket.....	97
Şekil 4.37 : Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3.	97
Şekil 4.38 : Model 4'te ölçülen gonial açı değeri.	98
Şekil 4.39 : Model 4'te Model 1'e göre kondildeki hareket.....	98
Şekil 4.40 : Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 4.....	99
Şekil 4.41 : Model 5'te ölçülen gonial açı değeri.	99
Şekil 4.42 : Model 5'te Model 1'e göre kondildeki hareket.....	100
Şekil 4.43 : Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 5.	100

MANDİBULANIN CERRAHİ OLARAK SAATİN TERSİ YÖNÜNDE ROTASYONUNDAN SONRA POSTERİOR AÇILI KONDİL ÜZERİNDE OLUŞAN STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Çalışmamızda, ortognatik cerrahide yaygın olarak kullanılan Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO) tekniği ile mandibulanın saatin tersi yönünde rotasyonu ve ilerletilmesi sonrası posterior açılı kondil üzerindeki stresler değerlendirilmiştir. Bu çalışmada güvenilirliği literatürce desteklenen ‘Sonlu Eleman Analizi’ (SEA) metodu kullanılmıştır. 5 farklı mandibular ilerletme miktarı sonrası kondilde oluşacak maksimum stres alanları ve bunların sonucunda meydana gelebilecek stabilite ve relaps problemlerini belirlemek amaçlanmıştır.

Çalışmamızda anterior açık kapanışı olan bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüsü ‘Sonlu Eleman Analizi’ yöntemi kullanılarak bilgisayar ortamında işlenmiş ve mandibula modeli oluşturulmuştur. Mandibula modeli üzerinde çift taraflı sagittal split ramus osteotomisi yapılarak 2 farklı miktarda ilerletme (5 ve 10 mm) ve saatin tersi yönünde hareket işlemleri, ayrıca ilerletme sonrasında yapılan kemik segmentlerinin fiksasyonu sırasında proksimal segmentin alt sınırının düzeltildiği ve pasif olarak yerinde bırakıldığı modeller oluşturulmuştur. Posterior açılı mandibuler kondil üzerine gelen baskı, gerilim ve Von Mises stresleri SEA metodu ile değerlendirilmiştir.

Mandibuler kondilde stres yoğunluğu mandibulanın ilerletme miktarına göre değişmektedir. İlerletme miktarı arttıkça kondilin posterioru ve lateralinde stres miktarı artmaktadır. Mandibuler kondil ilerletme miktarına ve fiksasyona bağlı olarak açısal değişimler gösterebilir ve deplase olabilir Rijit fiksasyon aşamasında kondilin posterior açılanması gelen stres miktarını ve yoğunluğunu etkilemektedir. Kondilin posterior açılanması stres yoğunluğunu arttırmaktadır.

Mandibuler ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan olgularda, mandibuler ilerletme miktarı arttıkça kondilin üzerine gelen stres miktarı artmaktadır. Mandibuler kondilin fiksasyon sırasında orijinal pozisyonunu korunmaması ve posteriora açılanması ile üzerine gelen stres miktarı daha da artmaktadır. Kondilin fazla yüke maruz kalmasıyla sinoviyal sıvıdan beslenmesi azalmaya başlar ve rezorpsiyon gelişir. Fazla miktarda ilerletmeler TME dokuları için elverişli değildir.

Anahtar kelimeler: Sonlu Eleman Analizi, Mandibuler İlerletme, Saatin Tersî Yönünde Rotasyon, Stres Dağılımı, Stabilite, Relaps.

MANDİBULANIN CERRAHİ OLARAK SAATİN TERSİ YÖNÜNDE ROTASYONUNDAN SONRA POSTERİOR AÇILI KONDİL ÜZERİNDE OLUŞAN STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

SUMMARY

In our study, posterior angular condyle stress was evaluated after counterclockwise rotation and advancement of mandible with Sagittal Ramus Osteotomy (SSRO) technique, which is widely used in orthognathic surgery. In this study, Finite Element Analysis (SEA) method, which is supported by literature, has been used. The aim of the study was determine the maximum stress areas in the condyle and the stability and relapse problems after 5 different amounts mandibular advancement.

In our study computed tomography image of a patient with an anterior open bite has been computerized and mandible model was created by using Finite Element Analysis method. By operating bilateral sagittal split ramus osteotomy on the mandible model, 2 different advancements (5 and 10 mm) and counter-clockwise movement operations, also models which the lower limit of the proximal segment was corrected and left passively in place during fixation of bone segments, were developed. The pressure, tension and Von Mises stresses on the posterior angular mandibular condyle were evaluated by the SEA method.

Stress intensity of mandibular condyle varies according to the amount of advancement of the mandible. As the amount of advancement increases, the amount of stress increases in the posterior and lateral sides of the condyle. The mandible may show angular changes and deplase depending on the amount of condyle advancement and fixation. The posterior angulation of the condyle in the rigid fixation stage affects the amount and intensity of the stress. The posterior angulation of the condyle increases the intensity of stress.

In cases with mandibular progression and counter-clockwise rotation, the amount of stress on the condyle increases as the amount of mandibular advancement increases. When the mandibular condyle is not retained its original position and in angular posterior during fixation, the amount of stress increases. When the condylar is exposed to overload, its feeding from the synovial fluid begins to decrease and resorption develops. Excessive advancements are not suitable for TMJ tissues.

Keywords: Finite Element Analysis, Mandibular Progression, Counter Clock Wise Rotation, Stress Distribution, Stability, Relaps.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dentofasiyal deformiteler, normal yüz oranları ve dişsel yapılarda meydana gelen konjenital veya kazanılmış, önemli ölçüde sapmalar olarak tanımlanmaktadır [1]. Alt ve üst çene kemiklerinin birbirleriyle ve kafa kaidesiyle ilişkilerinin normal olup, sadece dişlerin ve çene arklarının birbirleriyle ilişkileri bozulmuşsa, dişsel bir anomalinin varlığı söz konusudur. Alt ve üst çene kemiklerinin birbirleriyle ve kafa kaidesi ile ilişkilerinin bozulması durumunda ise iskeletsel anomaliler söz konusu olmaktadır [2, 3]. Bu anomalilerin etyolojisinde; sendromlar, genetik yatkınlık, çevresel etkenler, travma, tümör vb. olabilmektedir. Dişsel veya iskeletsel deformitelerin etkilediği bireylerde çiğneme, yutma, konuşma, nefes alma, çeneler arası uyumluluk ve dudak postüründe farklı derecelerde sapmalar olmaktadır [4]. Deformitelerin neden olduğu fiziksel, fonksiyonel, psikolojik, sosyal olumsuzluklar, tedavi ihtiyacını ortaya çıkarmaktadır [5].

Günümüzde dentofasiyal deformitelerin tedavisinde ortognatik cerrahi ameliyatları yaygın olarak yapılmaktadır. Dentofasiyal deformitelerin büyüme ve gelişim döneminde ortodontik ve ortopedik tedaviler ile düzeltilmesi mümkündür. Erişkin dönemde hafif düzeydeki iskeletsel maloklüzyonlar ortodontik tedavi ile kamufle edilebilirken, şiddetli iskeletsel maloklüzyonların tedavisinde ortodontik tedaviyle birlikte ortognatik cerrahi kombinasyonu uygulanması gerekmektedir. Cerrahi operasyon ihtiyacı olan dentofasiyal deformiteler, ortalama olarak nüfusun %2'sini kapsamaktadır [6].

Ortognatik terimi, Yunan dilinde orthos 'düzgün' ve gnathos 'çene' kelimelerinden köken almaktadır [7]. Ortognatik cerrahi operasyonlar alt çene, üst çene veya her ikisine birden yapılan; dentofasiyal deformitelerin, diş dizilimi ve bazı durumlarda çeşitli yumuşak doku prosedürleri ile kombine olarak yüz kemiklerinin ortodonti ve cerrahi operasyonlarla düzeltilmesi işlemidir [7, 8]. Ortognatik cerrahi tedavi; sadece yüzdeki kemik ilişkilerini değiştirmekle kalmaz, aynı zamanda yumuşak dokuların ilişkilerini de değiştirerek hastaya estetik görünüş kazandırmaktadır [7]. Ortognatik cerrahinin temel tedavi hedefleri; estetik görünümlü düzeltmek, doğru fonksiyon kazandırmak, stabilite sağlamak ve tedavi süresini en aza indirmektir.

Ortognatik cerrahi tedaviler ile ortodontik tedaviye göre oldukça kısa sürede hastaların görünüm, fonksiyon ve fonasyonlarında değişimler sağlanmakta, bu değişimlerle birlikte hastalarda fiziksel, psikolojik ve sosyal açıdan olumlu iyileşmelerin olduğu bilinmektedir [9].

Dentofasiyal deformiteleri tedavi etmek amaçlı, günümüze kadar oldukça geliştirilmiş ameliyat tekniklerinden biri olan, mandibulaya yönelik ortognatik cerrahi ameliyatlardan Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO) sayesinde oldukça başarılı tedavi sonuçları elde edilmektedir.

1965'den önce mandibuler cerrahi operasyonlar genellikle ekstraoral olarak gerçekleştirilmekteydi. Kole, Walker, Obwegeser ve diğer araştırmacılar mandibuler cerrahide intraoral yaklaşımın gelişmesine öncülük etmiştir [10].

SSRO tekniği, özellikle alt ceneyi ilgilendiren okluzyon bozukluklarının cerrahi tedavisinde en sık kullanılan yöntemdir. Bu teknik mandibulanın ön-arka yön bozukluklarına bağlı deformitelerde sık kullanılan en başarılı cerrahi tekniklerden biri kabul edilmektedir [11]. Avantajlarına bakıldığında, daha kolay bir uygulama olması, kemik segmentleri arasındaki bolgenin hızlı iyileşmesi, cerrahinin intraoral uygulanmasından dolayı ciltte skar dokusu oluşmaması ve fasiyal sinirin korunması sayılabilir.

Mandibulaya ortognatik cerrahi teknikler sayesinde ileri, geri ve rotasyonel hareketler yaptırılabilir. Yaptırılan bu hareketler mandibuler kondili de etkilemektedir. Mandibuler kondil anatomik olarak vertikal, anterior veya posterior açılı olabilir. Kondilin farklı bölgelerine gelen kuvvet miktarları farklıdır. Mandibulanın cerrahi olarak saatin tersi yönünde rotasyon yaptığı olgularda, kondiller mandibuler ilerletmeyi takiben fossada posterior ve superiora hareket etme eğilimindedir. Bu hareket sonucunda kondilin anterior ve superior yüzeyleri daha fazla yüke maruz kalarak rezorpsiyona uğrayabilmektedir.

Tempromandibuler eklem (TME) çiğneme kuvvetleri ile sürekli kuvvete maruz kalmaktadır. Mühendislik alanında sıklıkla kullanılan, üç boyutlu modelleme ile bilgisayar ortamında gerçekleştirilen bir yöntem olan sonlu eleman analizi ile insan vücudunda ulaşımı ve çalışması hem güç hem de etik olmayan bölgelerde de çalışmalar yapılabilir. TME üzerine gelen streslerin klinik olarak incelenmesinin zorluklarından dolayı sonlu eleman analizi çalışmaları bu alanda sık

kullanılır hale gelmiştir. Sonlu eleman analizi gerçek bir modele ihtiyaç duymayan, bilgisayarda oluşturulan ayrıntılı modelleri kullanarak stres, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas ve kantitatif olarak incelenmesini sağlayan matematiksel bir yöntemdir. İlk defa 1943 yılında Caurant bu metodu geliştirmiştir. Gupta ve ark. 1987’de ilk defa mandibulanın 3 boyutlu modelini hazırlamışlardır [12]. İlk kez Koriath ve ark. 1992’de bilgisayarlı tomografi kullanarak bir kafatasının bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin birleştirilmesi ile üç boyutlu mandibula elde etmiş ve modele, elemanların elastisite modül değerleri ve poisson özelliklerini vererek sonlu elemanlar analizi yapmışlardır [13]. Sonlu eleman modellerinin gelişmesi eklem diski, kondil başı ve fossa eminens kompleksine gelen sıkıştırma, gerilim ve Von Mises streslerinin değerlendirilebilmesi, eklem daha çok komponentinin dijital ortamda taklit edilebilir hale gelmesi, disk deplasmanı ve patolojik durumların simule edilmesi ile yöntemin güvenilirliği ve kullanımını artmaktadır [14-17].

Yapılan literatür taramasında, mandibulaya saat yönünün tersine rotasyon yaptırılan olgularda kondildeki açı değişiklikleri ve mandibuladaki relaps miktarı üzerine çalışmalar yapıldığı görülmüştür. Ayrıca bu çalışmalarda kondilin farklı bölgelerine gelen kuvvet miktarlarının farklı olduğu bildirilmiştir. Ancak literatür taramasında mandibulanın farklı ilerletme miktarına ve proksimal segmentin cerrahi hareketine göre posterior açılı kondilde oluşan stres miktarındaki değişiklikler ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada, saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan ve farklı ilerletme miktarları uygulanan mandibulada posterior açılı kondil üzerine gelen stresler sonlu eleman analizi ile araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Mandibula

2.1.1 Mandibula anatomisi

Mandibula başın en büyük ve tek hareketli kemiğidir. Angulus, ramus ve korpus olmak üzere üç ana yapıdan oluşmaktadır. Korpus ve ramusun birleşim yeri angulustur. Korpus, basis ve alveolar kemik olmak üzere iki bölümdür. Mandibuler basis, korpusun tabanına verilen isimdir. Dişlerin bulunduğu kısım ise alveolar kemiktir. Mandibulanın basisi, alveolar kemiğe göre daha geniş bir kavise sahip olmakla birlikte, daha sağlam bir yapıya da sahiptir. Korpus mandibula at nalı şeklindedir. Korpusun dış yüzünün ön ve tam orta kısmı simfizdir. Simfiz erken dönemde sağ ve sol korpus mandibulanın kaynaşma yeridir. Öndeki çıkıntılı kısım protuberantia mentalistir ve çene ucunu oluşturur. Mental kas mandibulaya protuberantia mentalisin sağ ve sol tarafında pürüzlü olarak bulunan kısma yapışır. İç yüzde ön bölgede genial tüberkül olarak adlandırılan musculus genioglossus ve musculus geniohyoideusun yapışma yeri ile digastrik fossa olarak adlandırılan musculus digastricus venter anteriorun yapışma yeri bulunur. Korpusun dış yüzünde ramusa kadar uzanan linea obliqua adı verilen çizgi vardır. Korpusun iç yüzünün yan kısmında musculus mylohyoideusun tutunduğu linea mylohyoidea yer alır [18, 19].

Ramus mandibula, kafa tabanına ve arkaya doğru uzanan bir yapıdadır. Ramusun yukarı kısmında iki çıkıntı bulunur. Öndeki çıkıntı musculus temporalisin yapışma yeri olan koronoid çıkıntıdır. Arkadaki çıkıntı kondiler çıkıntıdır, baş (kaput) ve boyun (kollum) olmak üzere iki kısımdan oluşur. Kondil başı temporomandibuler eklem yapısına katılır. Kondil boynundaki çukurcuğa musculus pterygoideus lateralis tutunur. Kondil ve koronoid arasındaki çentiğe incisura mandibularis denir. Angulus mandibula yakınlarındaki pürtüklü sahaya tuberositas masseterica adı verilir. Buraya musculus massetericus tutunur. Bu çıkıntıların lingual kısmında kalan çıkıntıya tuberositas pterygoidea adı verilir ve buraya M. pterygoideus medialis tutunur. Ramusun iç yüzündeki delik foramen mandibuladır, bu delik kemiğin içinde canalis mandibularis olarak devam eder ve korpus mandibulanın dış yüzünde foramen mentale olarak sonlanır. Foramen mandibulayı çevreleyen çıkıntı lingula mandibularis olarak adlandırılır. Foramen mandibula Nervus, arteria ve vena

alveolaris inferiorun mandibulaya girdiği deliktir. Foramen mentale iki tarafta da dikey düzlemde birinci ve ikinci premolara karşı gelecek şekilde, alveoler kenar ve alt çenenin alt kenarının ortalarında bulunur. Burası alt dudak kasları ve derisini besleyip innerve eden inferior alveolar sinirin dalları mental damar sinir paketinin çıktığı yerdir. İnférieur alveolar sinir, linguladan mental foramene, konkav bir yol izleyerek, mandibuler kanal içinde seyrederek. Mental foramenin 1 cm önünde kanal, yukarı ve öne doğru döner. Ölçümlerde, arkadan öne doğru, alt sınıra ve dış kortekse daha yakın geçtiği gösterilmiştir [18, 19].

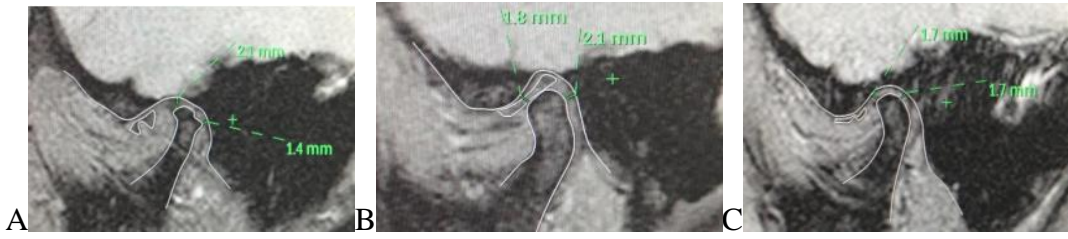
Mandibuler bölgenin kanlanması eksternal karotid arter ve dalları sağlamaktadır. En önemli dalı olan maksiller arterden çıkan inferior alveolar arter, mandibuler kemik ve diş yapılarının temel besleyicisidir. İnférieur alveolar arter mandibuler kanal içerisinde seyrederek ve mental foramenden dışarı çıktığında mental arter adını alır. Maksiller arterin diğer dalları olan masseterik arter masseter kasını, pterygoid arter ise lateral ve medial pterygoid kasları besler. Lingual arter ve dalları dil, ağız tabanı ve sublingual bezi besler. Fasiyal arter submandibuler ve submental bölgeleri besledikten sonra masseter kasının üzerinden seyrederek maksiller ve nazal bölgelere uzanır. Genioglossus, medial pterigoid ve masseter kaslarının kemiğe yapıştıkları alanlardaki damarlar mandibulanın beslenmesinde inferior alveolar artere yardımcı olan arterlerdir. Doğumdan sonra ilk yıllarda, mandibulanın kanlanmasında, inferior alveolar arterin hakim iken daha sonra periosteal vaskülarizasyon artar. Erişkin bir bireyde, kan damarları tamamen bazal çıkıntının periostunun üzerindedir. Bu nedenle bu alandaki tedavilerde kan dolaşımını korumak için periostu geniş olarak sıyırmaktan kaçınılmalıdır [18, 20, 21].

2.1.2 Mandibuler kondil anatomisi

Mandibuler kondil TME yapısına katılan mandibula parçasıdır [22]. Baş ve boyun olarak iki kısımdan oluşur. Kondil başı elips şeklindedir, kondil boynu ise öne doğru hafif eğiktir. Kondilin laterali ciltten yaklaşık 1-1,5 cm derinlikte olup ağız açma kapama sırasında palpasyon ile konumu lokalize edilebilir [23].

Mandibuler kondilin anatomik formu kişiden kişiye ve yaşa göre farklılık gösterir [24]. Uzun eksenini frontal düzlemle yaklaşık olarak 10-30 derecelik açı oluşturur; mediale ve geriye yönelir [25]. Yetişkinlerde her bir kondil başı yaklaşık olarak anteroposterior yönde 8-10 mm uzunluğunda, mediolateral yönde 15-20 mm kalınlığındadır. Doğumdan yetişkinliğe kadar kondilin mediolateral büyümesi devam

kondil pozisyonu; anterior-posterior uzunluklar eşit olduğunda ise sentrik kondil pozisyonu olarak tanımlanmaktadır [29].



Şekil 2.3 : A: Posterior kondil pozisyonu B: Anterior kondil pozisyonu C: Sentrik kondil pozisyonu [30].

Yapılan çalışmalar posterior kondil pozisyonunun diğer pozisyonlara göre daha fazla fiziksel kuvvete maruz kaldığını göstermiştir [31].

2.1.3 Mandibulanın büyüme ve gelişimi

Mandibula doğumda sol ve sağ iki kemik parçasından oluşmuş olup bu iki parça ortada simfiz bölgesinde bağ dokusu ile birbirine bağlanmıştır ve tek kemik görünümündedir. Bu bağ dokusu doğumdan 6-8 ay sonra kalsifiye olarak ortadan kalkar. Doğumda mandibulanın ramusu kısadır, kondil kısmı gelişmemiştir ve alveol kemiği henüz oluşmamıştır. Mandibula sagittal, vertikal ve transvers yönlerde olmak üzere üç boyutlu büyüme göstermektedir. Mandibulanın sagittal yönde büyüme ve gelişiminde kondiler büyüme önemli bir yer almaktadır. Kondilin büyüme yönü ve miktarı yaşla birlikte farklılık göstermektedir. Doğumdan sonraki ilk yıllarda kondil arkaya ve yukarıya doğru büyürken ileri yaşlarda daha çok yukarıya doğru büyümektedir. Kondil arkaya doğru büyüdüğünde ramus arka kenarında ve çene ucunda kemik apozisyonu, alveol kemiği labial yüzeyinde de kemik rezorpsiyonu görülmektedir. Mandibulanın vertikal yöndeki büyüme ve gelişiminde kondilin yukarıya doğru büyümesiyle koronoid proste ve incisura mandibuleriste apozisyon meydana gelir ve ramus bütünüyle arkaya ve yukarıya doğru büyür. Aynı zamanda mandibula korpusunun ön tarafının alt kenarında ve alveol kemikte kemik apozisyonu gerçekleşmektedir [2].

Kondil kırırdağı, erişkinlik öncesi bireylerde hem eklem yeri hem de büyüme bölgesi olarak rol almaktadır [32]. Kondile gelen mekanik yüklenme veya fonksiyonel uyaranlar mandibulanın büyümesini etkileyebilmektedir [33]. Mandibuler

prognatizme yatkınlık oluşturan genlerin varlığında, kondillerin biyomekanik durumlardan eklenmesiyle anomali şiddetinin artabileceği bildirilmiştir [34].

2.1.4 Mandibuler hipoplazi, uzun yüzlü hasta profili ve ön açık kapanış malokluzyonu

Maksilla ve mandibula arasında orantısız bir büyüme gerçekleşebilir. Mandibuler hipoplazi, alt çenenin bir kısmının veya tamamının büyüme ve gelişimindeki yetersizliğinden dolayı normal boyutlarından daha küçük olduğu durumdur. Mikrognati, hipognati olarak da adlandırabilmektedir. Alt çenede tek taraflı veya çift taraflı hipoplazi görülebilmektedir. Etyolojisine göre konjenital, gelişimsel veya kazanılmış olarak sınıflandırılabilir [35].

Mandibuler yetersizlik gerçek ve rölatif mandibuler yetersizlik olarak ikiye ayrılır. Gerçek mandibuler yetersizlikte mandibula küçüktür ve anatomik olarak normale göre daha geride yer alır. Rölatif mandibuler yetersizlik horizontal yönde maksillanın veya orta yüzün prognatisi nedeniyle mandibulanın geride konumlanmasını ifade etmektedir. Retrüze olmuş mandibulada diş diziliminde anomali oluşması ile istirahat konumunda dişler arasında açıklık meydana gelebilir. Bu durum çiğneme fonksiyonunda, ağız hijyeninin sağlanmasında yetersizlik, boyun ve çene kaslarında şekil bozukluğuna neden olabilir. Uyku bozukluğu ve horlama sorunu oluşabilir [35, 36]. Genellikle bu hastalarda sınıf II malokluzyon görülmektedir [35].

Mandibulanın büyüme ve gelişim sırasında geriye ve aşağı yönde (saat yönünde) rotasyon yapması alt ön yüz yüksekliğinde artışa sebep olur. Bu durumda total yüz yüksekliğinde artma, üst yüzün alt yüze oranında azalma gözlenmektedir [37, 38]. Etyolojisi hala kesin olmamakla birlikte, günümüzdeki düşünce çevresel etkenler ve kalıtsal eğilimlerin rol oynadığıdır [39].

Posterior maksiller dişlerin aşırı erüpsiyonu mandibulanın aşağı ve geri rotasyonuna sebep olarak alt yüz yüksekliğinin artmasına sebep olmaktadır [40]. Bu durum mandibulada antero-posterior yönde eksikliğe sebep olur. Yüzün alt üçlüsünde artmış anterior yüz yüksekliği ile birlikte rest pozisyonunda dudakların kapanmasında yetersizlik, gülümsemede dişetin görülmesinde artış ve çiğneme güclüğü meydana gelebilmektedir. Büyük bir çoğunlukta ağız solunumunun arttığı, nazal solunumun azaldığı gözlenmektedir. Burun tabanında daralma ve 'V' şekilli maksilla gözlenebilir [41, 42]. Mandibulanın saat yönünde rotasyonu ile alt ve üst kesici dişler

vertikal olarak birbirinden uzaklaşma eğilimindedir ve anterior açık kapanış gözlenebilir [43]. Dil itim alışkanlığı ile anteriorda kesici dişlerin arasına dilin girmesi de anterior açık kapanışa sebep olabilmektedir. Tüm uzun yüz büyüme paterni anterior açık kapanışa sebep olmaz. Maksiller ve mandibuler kesici dişlerin supraerüpsiyonu ve anterior alveol kemiğin vertikal büyümesi ile kompanse edilmeye çalışılır. Bu kompanzasyon ile anteriorda normal kapanış veya derin örtülü kapanış sağlanabilir [44]. Ancak kesici dişlerin supraerüpsiyonu ve alveol kemiğin vertikal artışı yeterli miktarda sağlanamazsa anterior açık kapanış oluşur. Bu hastalarda çene ucu geride konumlanmıştır ve hastalar konveks yüz profiline sahiptir. Anterior açık kapanış ve mandibuler yetersizlik sıklıkla sınıf II kapanışla birlikte gözlenirken, sınıf I ve III ile birlikte de görülebilir. Radyografik ve sefalometrik incelemede maksiller posterior dişlerin aşırı erüpsiyonu, maksillanın saat yönünde rotasyonu, normal veya kısa mandibuler ramus yüksekliği, maksiller ve mandibuler kesicilerin aşırı erüpsiyonu, mandibuler düzlem açısında artma ve kısa posterior yüz yüksekliği ile artmış anterior yüz yüksekliği görülebilir [45].

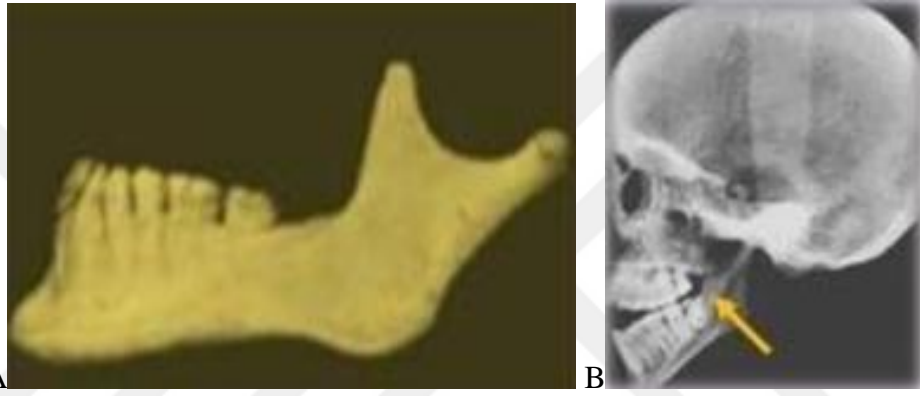
Ergenlik öncesi dönemde primer amaç posterior maksiller dişlerin hipererüpsiyonunu dizginlemektir. Mandibulanın aşağı ve geri rotasyonunun bu şekilde sınırlandırılabilceği düşünülmektedir. Cerrahi operasyon büyüme tamamlanincaya kadar ertelenir. Cerrahi operasyon ile posterior yüz yüksekliğinde artış elde edilir. Büyüme ve gelişimi tamamlanmış klasik uzun yüz hastalarında en iyi cerrahi tedavi Le fort 1 ve SSRO'dur. Mandibula ve maksillaya birlikte girişim yapılması sonuçların daha estetik ve fonksiyonel olmasını sağlamaktadır [4].

Açık kapanış terimi ilk kez 1842 yılında Caravelli tarafından tanımlanmıştır. Shapiro ve ark. sentrik oklüzyonda keserler arasındaki ilişki noksanlığında açık kapanış varlığından bahsetmektedirler [46]. Kim 1987'de açık kapanışı, alt ve üst çeneye ait ön dişlerin vertikal yönde birleşmediği ve alt çene kapalı pozisyonda iken kesici diş fonksiyonu için gerekli kapanışın sağlanamadığı bir durum olarak tanımlanmıştır [47].

Açık kapanış, çoğunlukla çeneler kapalı olduğu zaman alt ve üst dişlerin temas etmemesi durumudur [46, 48]. Ön açık kapanış, çeneler oklüzyona getirildiğinde, posterior dişler temas ediyorken, üst kesici dişlerin kronlarının alt kesici dişlerin insizal üçlülerini örtmemesi durumu olarak da tanımlanmıştır [49]. Dişsel açık kapanış, yalnız dentoalveoler bölge ile sınırlı iken, iskeletsel açık kapanış yalnız

dentoalveolar bölge ile sınırlı kalmayan; iskeletsel yapı ve çeneleri de kapsayan malformasyonlardır [50]. Alt çene kaidesi ile ön kafa kaidesi arasındaki açı (MGo / SN açısı) 36⁰'den büyük ise iskeletsel açık kapanıştan söz edilmektedir. Açık kapanış sınıf I,II ve III ile birlikte görülebilmektedir [2].

Mandibuler kondilin gelişmesinin posterior yönde olduğu vakalarda temporomandibuler eklemde geride konumlanması ile çene ucu ve mandibula dikey yönde gelişim gösterir ve mandibula aşağı ve geri rotasyon yaparak açık kapanışa sebep olur (Şekil 2.4). Mandibulanın aşağı ve geri rotasyonuna, maksiller molarların ve alveolün vertikal olarak aşırı uzaması da sebep olabilir [2, 51].



Şekil 2.4 : A.Kondilin posterior yönde gelişimi, B.Mandibulanın aşağı ve geri rotasyonu [51].

İskeletsel açık kapanış, "yüksek açılı vaka" olarak da isimlendirilmektedir [52]. İskeletsel açık kapanışı olan hastalarda alt yüz yüksekliğinin artmasına bağlı olarak tüm yüz yüksekliği artmıştır [53]. Uzun yüzlü hastalardaki ortak özellikler; mandibulanın aşırı derecede posterior rotasyon yapmış olması, kısa arka yüz yüksekliği, uzun alt ön yüz yüksekliği, artmış alt çene düzlem açısı ve gonial açı ile üst çenenin arka bölgesinin aşağı yönde devrilmesi şeklindedir. Genellikle, artmış dentoalveolar yükseklikler, üst çenede darlık ve arka bölgede çapraz kapanış, küçük ve geride konumlanmış alt çene gözlenir [54, 55].

Malokluzyonun tedavi planlanmasında, iskeletsel gelişimin yönü ve şiddeti, hastanın yaşı, overbite miktarı ve çene fonksiyonları gibi etyolojik faktörler göz önünde bulundurulmaktadır [56]. Dişsel sapmalar ortodontik tedavi ile düzeltilebilirken, özellikle büyüme ve gelişimin tamamlandığı hastalarda iskeletsel sapmalar, cerrahi tedavi ihtiyacı ortaya çıkabilmektedir.

Mandibuler hipoplazi ve açık kapanış tedavisinde proksimal segmentin pozisyonlandırılmasının ve rijit fiksasyonun kolay olması nedeniyle en çok SSRO tercih edilmekle birlikte, Ters 'L' osteotomisi, Vertikal Ramus Osteotomisi, korpus osteotomileri, subapikal osteotomi teknikleri de kullanılan tekniklerdir [57].

2.1.5 Çiğneme kasları ve okluzal kuvvetler

TME hareketlerini sağlayan çiğneme kasları çeneyi açan ve kapatan kaslar olmak üzere ikiye ayrılır. Çeneyi kapatan kaslar masseter ve temporal kas ve medial pterigoid kاستır. Çeneyi açan kaslar geniohiyoid, milohiyoid ve digastrik kaslardır. Lateral pterigoid kasın alt karnı çeneyi açmada, üst karnı ise çeneyi kapamada görevlidir.

Masseter kas, derin ve yüzeysel olmak üzere iki karnı olan dikdörtgen şeklinde bir kاستır. Derin karnın zigomatik kemiğın medialinden, yüzeysel karnın zigomatik kemiğın anteriorundan başlar. İki karnın aşağı doğru uzanır ve mandibula ramusunun dış yüzeyine yapışır. Masseter kas kasıldığı zaman, mandibulayı yukarı kaldırır ve dişlerin temasını sağlar. Yüzeysel karnı, mandibulanın protrüzyonuna yardımcı olurken; derin karnı alt çenenin geri alınmasında rol oynar. İnnervasyonu n. mandibulerisin bir dalı olan n. massetericus tarafından sağlanır [58].

Temporal kas, yelpaze şeklinde büyük bir kاستır, temporal fossa ve kafanın lateral yüzeyinden orijin alır. Kas lifleri kafatasının lateral yüzeyi ile zigomatik ark arasından aşağı doğru inerek ramusun ön sınırı ve mandibulanın koronoid prosesine yapışır. Liflerin yönü ön parça vertikal, orta parça oblik, arka parça ise horizontal olmak üzere üç farklı şekildedir. Temporal kas kasıldığında mandibulayı yukarı doğru kaldırır ve dişler temas durumuna gelir. İnnervasyonu n. mandibulerisin bir dalı olan n. temporalis profundi tarafından sağlanır [19].

Medial pterigoid kas, çeneyi kapatan kaslardan biridir. Pterigoid fossadan başlayarak aşağı, geri ve dışa doğru uzanır, angulus mandibulanın medialinde sonlanır. Mandibula protrüzyonda iken de medial pterigoid kas aktiftir. Tek taraflı kasılma alt çeneye mediotruziv hareket yaptırır. İnnervasyonu n. mandibulerisin bir dalı olan n. pterigoideus medialis tarafından sağlanır [59].

Lateral pterigoid kas, İnférieur ve superior iki karnına sahiptir. Bu iki karnın fonksiyonları farklıdır ve neredeyse birbirine zıt olarak çalışır. İnférieur lateral pterigoid kas, lateral pterigoid çıkıntının dış yüzeyinden başlayarak geriye, yukarıya

ve dışa doğru uzanır ve kondil boynuna yapışır. Sağ ve sol taraftaki inferior lateral pterygoid kasların birlikte kontraksiyonuyla kondiller artiküler tüberküle doğru aşağı çekilir ve mandibula protrüzyona geçer. Tek taraflı kontraksiyonuyla kondilin mediotruziv hareketini ve mandibulanın karşıt yöne doğru lateral hareketini sağlar. Superior lateral pterygoid kas daha küçük bir kastır. Sfenoid kemiğin büyük kanadın infratemporal yüzeyinden başlayarak; horizontal olarak geriye ve dışa uzanır; eklem kapsülü disk ve kondil boynuna yapışır. Bu kas ağız açma sırasında inaktiftir, ağız kapatılırken retrüzyonda ve laterotrüzyonda aktiftir Her iki lateral pterygoid kas kasıldığında disk ve kondili mediale doğru çeker. Kasın kasılmasıyla disk anteromediale doğru çekilir veya diskin posterolateral hareketini kısıtlar. Lateral ptergoid kasın inferior karnı ağız açma sırasında, superior karnı ise ağız kapama sırasında aktiftir [59].

Suprahyoid kaslar, digastrik, mylohyoid, geniohyoid ve stylohyoid kaslardır. Digastrik kas, anterior ve posterior karından oluşur. Anterior karın, mandibulanın digastrik fossasından, posterior karın temporal kemiğin mastoid çıkıntısından orijin alır. Her iki karın da hiyoid kemikte birleşirler. Digastrik kas, mandibulayı aşağı ve geri çeker, bu sırada da hiyoid kemiği yükseltir. Posterior karın yutkunma ve öksürmede aktiftir [60].

Çiğneme kaslarının kuvvetleri ile ilgili Koriototh ve ark.'nın 1992 yılında anatomik veriler ışığında yaptığı çalışmaya göre kas kuvvetleri tablo 2.1'deki gibi bulunmuştur. Birçok çalışmada bu değerler referans alınmıştır. Bizim çalışmamızda da kas kuvvetleri tablo 2.1'deki gibi kullanılmıştır [13].

Tablo 2.1 : Kas kuvvetlerinin değerleri [13]

Kaslar	Kuvvetler (N)
Superfisiyal masseter	190.4 N
Derin masseter	81.6 N
Medial pterygoid	174.8 N
Anterior temporalis	158 N
Orta temporalis	95.6 N
Posterior temporalis	75.6 N

TME, kas kuvvetlerin yanında okluzal kuvvetler ile de yüklenmektedir. Bireyler arası okluzal kuvvetlerde farklılık gözlenmektedir. Okluzal kuvvetler ile ilgili

yapılan bir çalışmada incisor dişlere gelen kuvvet miktarı 93N, molar dişlere gelen kuvvet miktarı 234N olarak bulunmuştur [61].

2.2 Ortognatik Cerrahi

Ortognatik cerrahi ağır iskeletsel bozukluğu bulunan, büyüme ve gelişimi tamamlanmış bireylerde maksilla ve mandibulanın cerrahi olarak manipüle edilmesiyle dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde, ortodonti ve cerrahinin işbirliği ile uygulanan prosedürlerdir. Ortodontik olarak düzeltilemeyen dentofasiyal deformiteler, ortodontik tedavi ve cerrahi tedavi kombinasyonu ile tedavi edilebilir. Ortognatik cerrahi büyüme gelişimi tamamlanmış bireylerde en iyi tedavi yöntemidir [6]. Ortognatik cerrahide başarılı sonuç elde etme, ameliyat tekniğine bağlı olduğu kadar doğru planlama yapılmasını da gerektirmektedir. Planlama veri toplanması, durum incelenmesi ve teşhis, cerrahi simülasyon, final cerrahi plan ve planı hastaya uyarlamak aşamalarından oluşmaktadır.

Ortognatik cerrahinin amacı hastalara daha estetik bir görünüm sağlamak ve fonksiyon kazandırmak, dolaylı olarak da psikososyal açıdan istediği duruma getirebilmektir [62]. Ortognatik cerrahi operasyonlar, maksilla ve mandibulanın özel cerrahi teknikler yardımıyla farklı pozisyonlarda hareketlendirilip yönlendirilmesiyle gerçekleştirilen operasyonlardır [63].

2.2.1 Ortognatik cerrahi teknikler

Ortognatik cerrahi operasyonlarda, maksillofasiyal deformiteleri düzeltmek için maksilla ve mandibulada birçok teknik ve bu tekniklerin modifikasyonları kullanılmaktadır. Bu teknikler hem tek başına hem de kombine olarak kullanılmaktadırlar. Mandibuler cerrahide kullanılan teknikler:

Sagittal Split Ramus Osteotomisi,

Vertikal Ramus Osteotomisi,

Ters L ve C Osteotomisi,

Mandibula Body Osteotomisi,

Anterior Subapikal Osteotomi

Genioplastidir.

Bunlardan en sık kullanılan teknik Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO) dir. Çünkü SSRO mandibuler cerrahide, istenilen konumda çene hareketlerinden sonra

mükemmel ve hızlı kemik teması sağlamaktadır. Maksiller cerrahide kullanılan teknikler:

Le Fort I, II, III osteotomileri

Segmental (anterior-posterior) osteotomiler

SARPE

RED

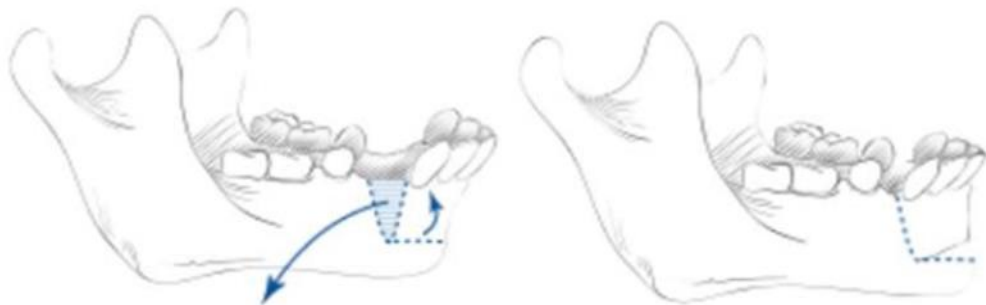
En sık kullanılan maksiller cerrahi tekniği Le Fort I Osteotomisi'dir [63]. Le Fort I osteotomisinin diğer maksiller osteotomi yöntemlerine göre daha çok tercih edilmesinin sebebi, dentoalveolar segmentin vaskülarizasyonunun en iyi şekilde sağlanması ve kasların çekme kuvvetlerinden minimum miktarda etkilenmesidir [20].

2.2.2 Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO)

2.2.2.1 Sagittal split ramus osteotomisinin tarihçesi

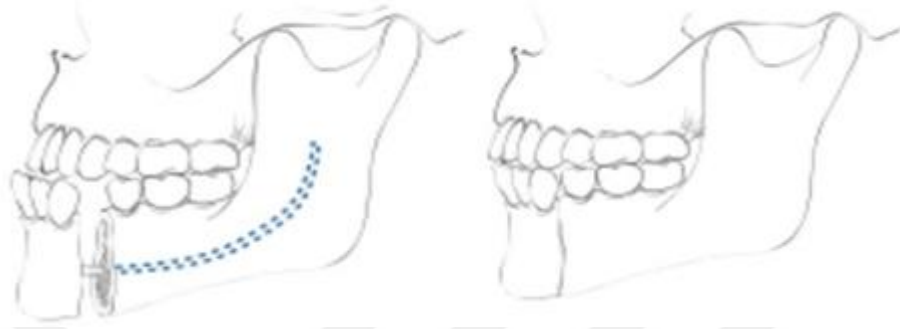
SSRO yüz bölgesindeki gelişimsel veya kazanılmış deformitelerin düzeltilmesine yönelik mandibulada uygulanan bir ortognatik cerrahi tekniğidir. SSRO, alt çenenin üç boyutlu olarak istenilen yönde hareket ettirilerek, fasiyal bölge ve maksilla ile uygun anatomik ve fonksiyonel ilişkiye göre yeniden pozisyonlandırılmasını sağlar. Bu teknik, dentofasiyal deformitelerin cerrahi tedavisinde diğer osteotomilerle birlikte veya tek başına uygulanmaktadır.

Tarihte ilk mandibuler osteotomi, anterior açık kapanış ve prognatizm tedavisi için 1849'da Hullihen tarafından uygulanmıştır [64, 65]. Bu teknik bugünkü anterior subapikal osteotomi olarak isimlendirilen tekniğe oldukça benzemektedir. Bu operasyondan sonraki 50 yıllık dönemde cerrahi teknikle ilgili gelişme kaydedilememiştir.

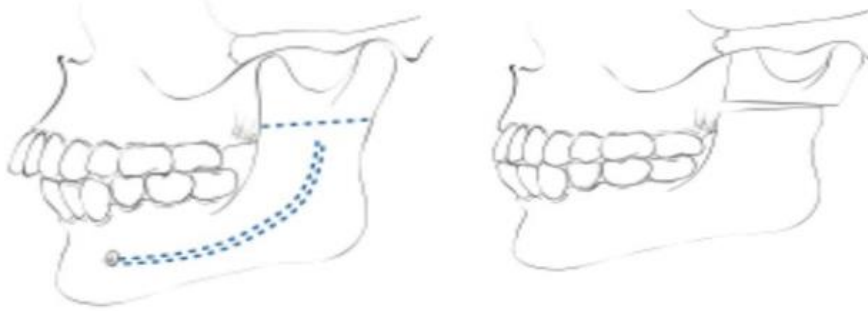


Şekil 2.5: Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi [63].

1906 yılında Blair ilk "body" osteotomisini mandibuler prognatizmi düzeltmek amacıyla uygulamıştır. Bu teknik geçmiş dönemlerde çeşitli modifikasyonlarla kullanılmış olup günümüzde kullanılmamaktadır. Blair 1907'de ekstraoral olarak horizontal ramus osteotomisini uygulamıştır [66].



Şekil 2.6 : Blair'in "body" osteotomisi [67].



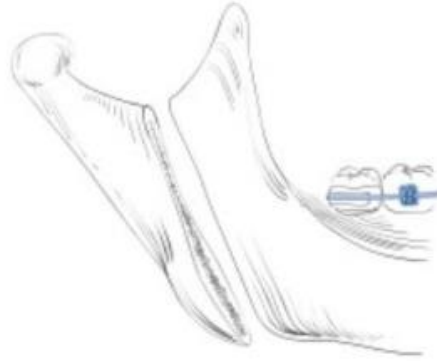
Şekil 2.7 : Blair'in horizontal ramus osteotomisi [67].

1925 yılında Limberg ekstraoral olarak, mandibulanın sigmoid çentiğinden angulusa oblik bir hat oluşturacak şekilde uzanan subkondiler posterior oblik ramus osteotomisini ilk kez uygulamıştır [63]. 1920 ve 1930'lu yıllarda Limberg ile birlikte, Wassmund ve Kazanjian da eksternal ramus osteotomileri ile modifikasyonlar denemişlerdir. Ancak bu girişimler ile relaps sorunu çözülememiştir [68].



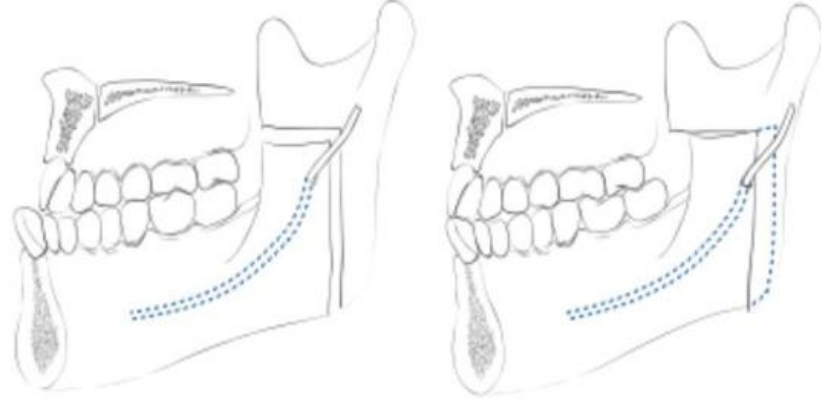
Şekil 2.8 : Limberg'in subkondiler posterior oblik ramus osteotomisi [69, 70].

1954 yılında Caldwell ve Letterman, Limberg'in tekniğini modifiye ederek, sigmoid çentikten başlayıp mandibuler foramenin hemen arkasından geçerek angulusun önünde mandibulanın alt kenarına kadar uzatıldığı osteotomi hattı ile inferior alveolar sinir hasarını engellemeyi hedefleyerek vertikal ramus osteotomi tekniğini savunmuşlardır [63, 69].

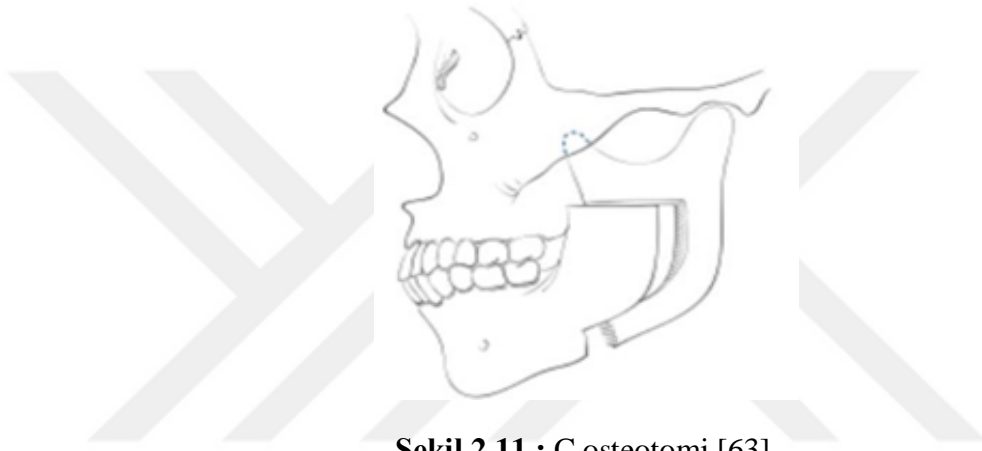


Şekil 2.9 : Vertikal Ramus Osteotomisi [69, 70].

1927 yılında Wassmund Subkondiler posterior oblik ramus osteotomisinin bir modifikasyonu olan Ters L osteotomisini tanımlamıştır. Ardından 1968 yılında Caldwell ve ark. Ters L osteotomisinin farklı bir modifikasyonu olan C osteotomisini tanımlamışlardır. C osteotomisinde mandibulanın alt kenarında horizontal bir kesi eklenir, böylelikle mandibuler ilerletmelerde greft ihtiyacı ortadan kaldırılmıştır [63].

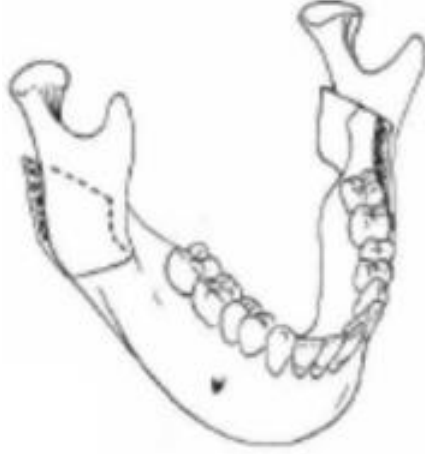


Şekil 2.10 : Losteotomi [63].



Şekil 2.11 : C osteotomi [63].

Sagittal split ramus osteotomi tekniği ilk kez 1957 yılında Obwegeser ve Trauner tarafından tarif edilmiştir. 1955 yılında da Hugo Obwegeser ve Richard Trauner mandibulanın sagittal düzlemde ileri ve geri hareketini gerçekleştirebilen sagittal split osteotomisini tanımlamışlardır. Sagittal split osteotomisi ile distal ve proksimal segmentler arasındaki kemik temas yüzeyi artmış ve iyileşme sürecinin hızlanmıştır. Böylece greftleme ihtiyacı da ortadan kalkmıştır. Dalpont 1961 yılında kemik temasını arttırmak amacıyla bu tekniği bukkal kortikal kesiyi ikinci molar dişin arkasına kadar uzatarak modifiye etmiştir. 1968 yılında Hunsuck ramusun posteriorundan başlayan medial kortikal kesiyi, lingulanın hemen arkasına gelecek şekilde kısaltarak uygulamıştır ve böylece teknik daha güvenli ve daha kolay hale gelmiştir. Medial kortikal kesinin daha ön tarafa alınmasıyla proksimal segmentteki medial pterigoid kasın ataçmanı korunmuştur, bu da distal segmentin cerrahi operasyon sırasındaki hareketinin engellenmesini sağlamıştır [20, 70]. 1977 yılında Epkerin uyguladığı modifikasyonda ise, masseter kas minimal ayrılmış ve medial diseksiyon daha az yapılmıştır [71]. SSRO'nun modifikasyonları Şekil 2.12, şekil 2.13, şekil 2.14'te gösterilmiştir [20].



Şekil 2.12 : Obwegeser ve Trauner tekniği [20].



Şekil 2.13 : Dalpont tekniği [20].



Şekil 2.14 : Hunsuck tekniği [20].

Günümüzde ortognatik cerrahi operasyonlarında sagittal split ramus osteotomisi mandibulanın tüm yönlerde hareketine olanak tanımaktadır. Böylece her türlü prognati, retrognati, asimetri gibi farklı tipteki anomalilerde uygulanabilir hale

gelmiştir. Segmentler arasında geniş kemik temasının olmasıyla rijit fiksasyon uygulanabilmektedir ve bu durum cerrahi sonrası maksillomandibuler fiksasyona olan ihtiyacı ortadan kaldırmıştır. Rijid internal fiksasyon ile kemik segmentleri kasların çekme kuvvetlerine, yumuşak dokuların kuvvetlerine ve yerçekimi kuvvetine karşı direnç gösterir. Ayrıca kemik iyileşmesi hızlı gerçekleşmektedir. Yukarıda belirttiğimiz avantajlarına ilaveten ağız içi bir yaklaşım olması, kondil pozisyonunun ameliyat sırasında ayarlanabilmesi, hastanın oral hijyeninin daha kolay gerçekleştirebilmesi, hastanın normal yaşamına daha hızlı geçebilmesi ve operasyon sonrası relapsın daha az olması nedeniyle günümüzde SSRO en sık uygulanan mandibuler ortognatik cerrahi teknik olma özelliğine sahiptir [72-74].

2.2.2.2 Sagittal split ramus osteotomisinde cerrahi teknik

1. Genel anestezi altında operasyona alınan hasta nazotrakeal entübasyon yapıldıktan sonra cerrahi antisepsi kurallarına uygun bir şekilde örtülür. İntraoral çalışmanın rahat yapılabilmesi için ağız açıcı ile desteklenir.
2. Vazokonstriksiyon oluşması için bilateral olarak inferior alveolar sinir anestezisi ve bukkal ve lingualde insizyon yapılacak cerrahi sahaya lokal anestezi yapılır.
3. Ağız içi mukoza insizyonu 15 numaralı bistüri ile eksternal oblik sırt palpe edilerek ramusun ön kenarının üçte iki üst kısmından başlar, birinci molar dişin distaline kadar uzanır.
4. Bukkal flep, mandibulanın korpusu ile ramusun dış yüzeyini açık bırakacak şekilde genişçe subperiostal olarak kaldırılır (Şekil 2.15). Diseksiyon mandibulanın inferior sınırını ortaya çıkaracak şekilde, antegonial çentigin önüne kadar uzatılır. Lingual flep, ramus ön yüzünden son moların distolingual yüzeyine doğru, aşağı ve öne izleyen bir tünel şeklinde Howarth periost elevatörü ile eleve edilirken bir yandan da damar-sinir paketi, sigmoid çentik ve mandibuler foramen görülmelidir. Flep elevasyonu sırasında mylohyoid sırttan daha aşağı doğru inmeye gerek yoktur. Inferior alveoler damar sinir paketinin superiorundan bir kanal retraktörü ramus arka kenarına yerleştirilir ve inferior alveoler damar-sinir paketi korunur. Sonuç olarak ramusun medial ve lateral yüzü koronoid prosese kadar, mandibulanın lateral yüzü ve alt kenarı önde birinci molar diş seviyesine kadar diseke edilmiş olur. Koronoide kıvrık Kocher forsepsi uygulanarak yumuşak dokunun kemik

yüzeyinden uzaklaştırılması stabil hale getirilmiş olur ve kemiğe olan hakimiyeti artar.



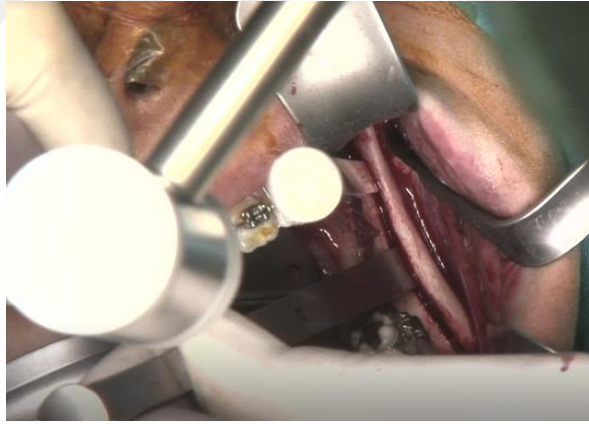
Şekil 2.15 : Bukkal flebin subperiostal olarak kaldırılması.

5. Uzun bir lindeman frezi ile nörovasküler demete paralellik sağlamak için oklüzal düzleme 45 derecelik açıyla, mandibuler foramenin ortalama 0,5 cm kadar üzerinden ve foramenin arka duvarı ile ramus ön kenarı arasında uzanan lingual korteksteki horizontal medial ramus kesisi gerçekleştirilir. Bu kesinin daha yukarıdan yapılması ramusta ve kondilde istenmeyen kırıklar oluşturabilir.
6. Bukkal kortikal kesiyi yaparken mandibula korpusunun alt kenarının daha iyi görüşünü sağlamak için Obwegeser ekartörü yerleştirilmelidir. Diseksiyon sırasında periostun hasar görmemesi önemli bir noktadır. Bukkal kortikal kesinin yapılacağı hat horizontal kesiden başlayarak, eksternal oblik sırtı takip edecek şekilde ramusu ortalayarak, aşağı ve öne, mandibulanın alt kenarına doğru rond frezler kullanılarak işaretlenir. İşaretleme 1. molar dişler arasında sonlanmalıdır. Ramustaki horizontal kesi ile bukkal korteksteki işaretleme alanları fissür frez ya da testere ile birleştirilir ve kesi, mandibulanın alt sınırında vertikal olarak sonlanır (Şekil 2.16).

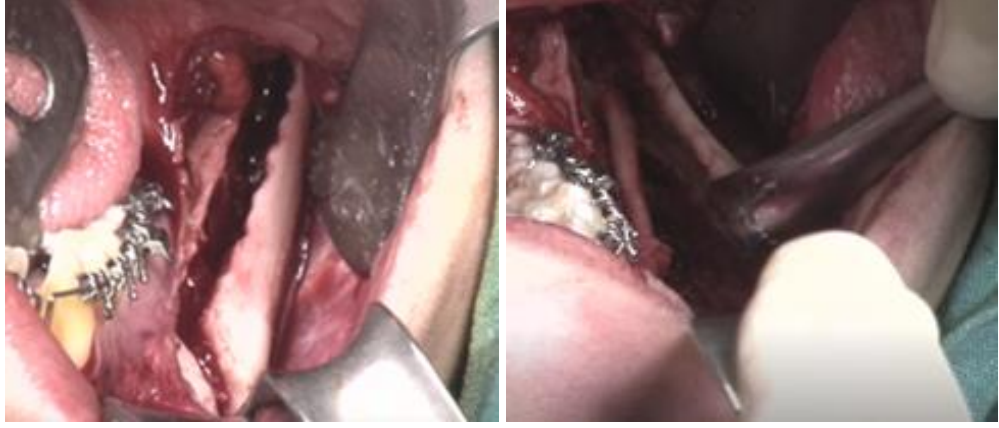


Şekil 2.16 : Kesi yapılması.

7. Kesi işleminin tamamlanmasından sonra split aşamasına geçilir (Şekil 2.17) ve osteotomlar kullanılarak kontrollü bir biçimde korteksler birbirinden ayrılır. (Şekil 2.14) İnférieur alveolar sinir (İAS) mandibulanın distal segmentinde kalmalıdır. Hem proksimal hem distal segmentin anteroposterior, superior ve inferior yönlerde hareketi kontrol edilerek segmentlerin tam ayrıldığından emin olunmalıdır.



Şekil 2.17 : Kesinin tamamlanmasının ardından osteotom ile split aşamasına geçilmesi.



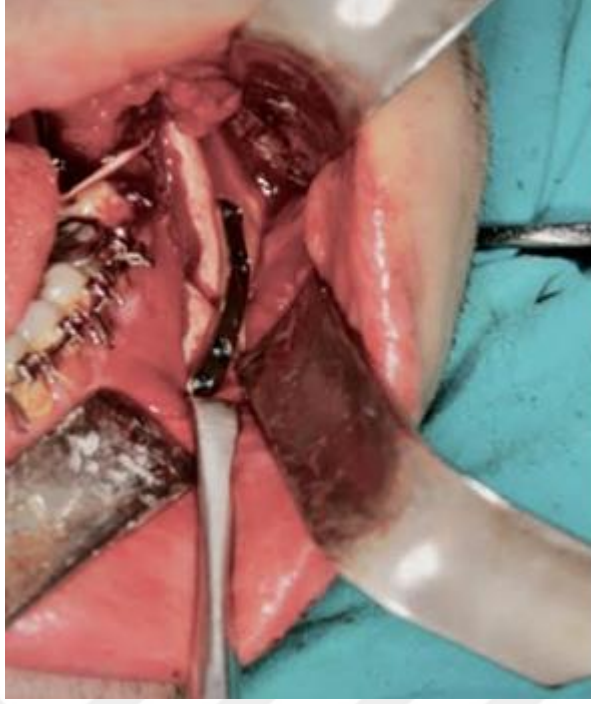
Şekil 2.18 : Split aşaması.

8. Operasyon öncesinde hazırlanan akrilik splint okluzal düzleme yerleştirilir ve lastikler ile sabitlenir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 : Splintin okluzal düzleme yerleştirilmesi ve lastikler ile sabitlenmesi.

9. Mandibulanın geriye alındığı vakalarda, ameliyat esnasında çıkarılması gereken kemik miktarı ölçülerek mandibulanın proksimal segmentinin distalinden frez ile kesilip çıkarılır. Mandibulanın öne alındığı vakalarda bukkal kortikal kesi ve ayırma işleminden sonra kemik çıkarmak gerekmektedir.
10. Ardından bikortikal vida veya monokortikal vida ve plak ile rijid fiksasyon yapılır. Yeni oklüzyonun kondil üzerinde baskı oluşturmaması için kondillerin pozisyonu kontrol edilmelidir.



Şekil 2.20 : Monokortikal vida ve plak ile rijid fiksasyon.

İdeal olarak gerçekleştirilen fiksasyona ve oklüzyona rağmen, 24 saat ile 14 gün içerisinde oklüzyonda problemler ortaya çıkabilir. Kondillerin geri çekilmesi, interkapsüler ödem veya kas adaptasyonu eksikliği nedeniyle gerçekleşebilen bu durum, genellikle kendiliğinden düzelir [75].

2.2.2.3 Sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan fiksasyon yöntemleri

Sagittal split ramus osteotomisinden sonra repoze edilen segmentlerin doğru iyileşmesi için stabilizasyonuna ihtiyaç duyulur. İntermaksillar fiksasyonun tamamen stabil bir metot olmaması, farklı fiksasyon yöntemleri arayışını doğurmuştur. Maksillomandibuler fiksasyona ek olarak yapılan ilk metot, piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye sirkumferansiyel bağlanan tellerle yapılan fiksasyon yöntemi idi [76]. Ardından angulustan sirkummandibuler bağlama, mandibulanın alt ve üst sınırından telle bağlama ve yalnızca alt sınırdan telle bağlama teknikleri kullanılmıştır [77].

Rijit internal fiksasyon, yöntemi hızlı kemik iyileşmesinin desteklenmesi, fonksiyonun erken iadesi, kondil pozisyonunun ameliyat sırasında ayarlanması, postoperatif relapsın azaltılması ve oral hijyenin daha kolay sağlanabilmesi sebebiyle yaygın bir şekilde tercih edilmektedir [11, 78]. Schmoker ve ark.'nın yaptıkları iskeletsel stabiliteyle ilgili bir çalışmada mandibulanın geri alındığı vakalarda tel

fiksasyonu ile 3 adet 2.7 mm'lik vida ile yapılan rijit fiksasyonun stabiliteleri karşılaştırılmış ve rijit fiksasyonun iskeletsel tel fiksasyonuna göre daha avantajlı olduğu görülmüştür [79].

Rijit internal fiksasyon ile operasyon sırasında kemik segmentlerinin kontrolü daha kolaydır, okluzyon değerlendirilebilir ve kemik teması zayıf olan bölgeler de stabilize edilebilir. Ayrıca primer kemik iyileşmesini sağladığı da gösterilmiştir [80]. Rijit internal fiksasyon sayesinde segmentlerin pozisyonu kasların oluşturduğu çekme kuvvetlerine, yumuşak dokuların yarattığı kuvvetlere ve yerçekimi kuvvetine karşı direnç gösterir [74, 78].

Rijit internal fiksasyonun dezavantajı olarak, kondilin fossa içerisinde deplasmana uğrama riski ve özellikle bikortikal vidaların kullanımında oluşabilecek sinir hasarı sayılabilir [74].

Rijit internal fiksasyon için kullanılan materyal ve yöntemler arasında lag vidalar, pozisyonel vidalar, bikortikal vidalar, monokortikal vida ve plaklar sayılabilir. SSRO'da miniplakların kullanımı ilk kez Rubens ve arkadaşları tarafından 1988 yılında önerilmiştir [81]. Miniplakların bikortikal vida osteosentezine göre avantajları şunlardır [82]:

- Transkutanöz yaklaşım yerine transoral yaklaşımla yerleştirilebilmeleri sebebiyle skar oluşmaması ve fasiyal sinir hasarı riskinin azalması
- 3. molar dişlerin çekim zorunluluğunu ortadan kaldırması
- Komşu dişlere zarar verme riskini azaltması
- Lokal anestezi altında kolayca çıkartılabilmeleri

2.2.2.4 Sagittal split ramus osteotomisinde postoperatif komplikasyonlar

- 1- Kanama
- 2- Sinir hasarı
- 3- İskemi
- 4- Enfeksiyon
- 5- Proksimal ve distal segmentlerin kaynaşmaması
- 6- İstenmeyen kırık
- 7- TME disfonksiyonu

8- Hava yolunun daralması, tıkanması

9- Relaps

Kanamama komplikasyonu, SSRO operasyonlarında ortalama %1 oranında gerekleŒebilmektedir. Kanamaya en çok retromandibular ven zedelenmesi neden olmakla birlikte osteotomi bölgesine yakın olarak bulunan inferioralveoler damar sinir paketi, fasial arter ve ven, internal karotid arter de kanama sebebi olabilmektedir [83]. Operasyon sırasında ciddi kanama ile karŒılaŒılırsa kanama bölgesine tampon uygulanması gerekir. Topikal hemostatik ajanlar içeren tamponlar veya fibrin içerikli hemostatik dolgu maddeleri de tercih edilebilir. Bu uygulamalarla kanama 20 – 25 dakika içinde durdurulabilir. Tekrarlayan kanama varlığında eksternal karotid arter ligasyonu tercih edilmelidir [84].

Inferior alveoler sinir hasarı en fazla görülen komplikasyondur. Kortikal kesinin derin yapılması ve kemik segmentlerinin ayrılması sırasında inferior alveoler sinirin hasar görmesi, segmentlerin serbestleŒtirilip mandibula yeni konumuna getirilirken sinirin gerilmesi, kemik segmentlerinin birbirine yaklaŒtırılması sırasında ve fiksasyon sırasında vidaların siniri sıkıŒtırması oluŒabilmektedir [84]. Sinirin tam kesiye uğraması durumunda primer onarım önerilmektedir [73]. Fasial sinir hasarı görülmesi çok nadir bir durumdur. Ramusun arka kenarına ekartr yerleŒtirilmesi, mandibularının geri alındığı vakalarda distal segmentin arka kenarının fasial sinire bası yapması, osteotom ile direkt travma ve operasyon sonrası hematomdan dolayı oluŒan bası fasial sinir hasarına neden olabilir [85]. SSRO sonrası vakaların yaklaŒık %19.4'nde lingual sinirde duyuusal deęiŒiklikler oluŒabilmekte ve bunların %70'i 1 yıl içerisinde düzelmektedir [86].

SSRO operasyonunda masseter kasına, periosta ve lateral kemik segmentine geniŒ zarar verilmesi proksimal segmentte beslenme problemlerine yol açabilir [87].

SSRO sonrası antibiyotik profikaksisi yapılan hastalarda enfeksiyon yaklaŒık %2.8 oranında görülmektedir [83]. Kullanılan kullanılan fiksasyon sistemine bağlı yabancı cisim reaksiyonları ve enfeksiyonlar geliŒebilmektedir.

Proksimal ve distal kemik segmentlerinin arasına yumuŒak doku girmesi, kemik fragmanlarının yüzeyel temaslarında yetersizlik, proksimal segmentte kas ve yumuŒak dokuların aŒırı diseksiyonu sonucu vaskularizasyonda bozukluk oluŒması

ile segmentlerde kaynaşmada sorun oluşabilir. Bu durumda 6 haftadan daha fazla intermaksiller fiksasyon (İMF) gerekmektedir [83].

SSRO'da split aşamasında hangi bölgede kırık oluştuğuna bağlı olarak tedavi planı değişmektedir. Kırık bukkal kortikal kemik tabakasında meydana gelirse; vida ve plaklar ile kırığın redüksiyonu ve fiksasyonu yapılır ve split işlemine devam edilir. Kırık proksimal segmentte meydana gelmişse kırılan bukkal dışı doğru kaldırılır. Kemik fragmanında inferior alveoler damar-sinir paketi diseke edilir. Bu bölge korpus iç tarafından lingual bir tünel oluşturularak son molar dişin arkasından alveol tepesinden alt çene alt kenarına kadar uzanan bir kemik kesisi yapılır. Bu şekilde oluşturulan distal segment telle, alveol tepesinden, kırık olan bukkal segmente bağlanır [88].

İMF yapılan hastaların bazılarında hava yolu daralması görülmüştür. Günümüzde rijit fiksasyonun kullanılmasıyla bu komplikasyon azalmıştır [83].

2.2.2.5 Sagittal split ramus osteotomisinde relaps

Planlanmış veya elde edilmiş dişsel ya da iskeletsel ilişkilerdeki beklenmeyen postoperatif değişikliklerin tümü relaps olarak tanımlanır. Relapsın nedeni olarak düşünülen faktörler şöyledir:

- 1- Alt çenenin öne-arkaya hareket miktarı
- 2- Fiksasyon materyali ve tipi
- 3- Mandibuler düzlem açısı
- 4- Proksimal segmentin kontrolü
- 5- Yumuşak doku ve kaslar
- 6- Hastanın kalan büyüme miktarı ve kemikteki yeniden şekillenmeler
- 7- Yaş
- 8- Cerrahin deneyimi ve yeteneği
- 9- Fizyolojik adaptasyon
- 10- Postoperatif ortodontik tedavi

Pepersack ve Chausse'a göre mandibuler relaps, cerrahi sonrası mandibulanın 1,5 mm hareketidir [89]. Franco ve arkadaşlarına göre ise cerrahi sonrası "pogonion"un %1'lik geri hareketidir [90]. Proffit ve ark. horizontal ve vertikal düzlemde 2 mm'nin

üzerindeki hareketler ile 2 derecenin üzerindeki açısal değişimleri relaps olarak tarif etmişlerdir [5].

Relapsı, Schendel ve Epker erken ve geç dönem olmak üzere ikiye ayırmıştır. Postoperatif 6 ay içerisinde görülen değişiklikler erken dönem değişiklikler, 6. aydan sonra meydana gelen değişiklikler geç dönem değişiklikler olarak kabul edilmektedir. Erken dönem relapsın nedeninin cerrahi tekniklerdeki problemler nedeniyle meydana geldiği düşünülürken, geç dönem relapsın nedeninin stomatognatik sistemdeki dengesiz kuvvetler olduğu düşünülmektedir [91].

SSRO sonrası relaps ile ilgili yapılan çalışmalarda ulaşılan sonuçlara göre mandibuler ilerletme yapılan olguların, geriletme yapılan olgulara göre daha stabil olduğu görülmüştür. Mandibulanın geriye alındığı SSRO'leri incelendiğinde, erken dönem relaps oranı %9,9 ve %62,1 arasında değişirken, uzun dönem relaps oranının %14,9 ile %28 arasında değiştiği gözlemlenmiştir [82] Mandibulanın cerrahi olarak geri alındığı vakalarda relapsın daha fazla görülme sebebi çene ucu geri hareket ettirilirken ramusu posteriora itme eğilimidir [5].

En stabil ortognatik cerrahi prosedürünün, kısa veya normal yüz yüksekliğine sahip hastalarda, 10 mm'ye kadar olan mandibuler ilerletme cerrahisi olduğu bildirilmektedir. Uzun yüzlü hastaların mandibuler düzlem açısı fazladır. Uzun yüzlü hastalarda mandibulanın saat yönünün tersine rotasyonu; ramusun posterior uzunluğu arttırır ve pterygomandibuler bölgedeki kasların gerilimine sebep olur. Kasların pterygomandibuler bağlantısının uzaması, relapsa neden olur. Bu nedenle uzun yüzlü hastalarda mandibuler cerrahiyle eş zamanlı olarak maksiller cerrahi girişim önerilmektedir [5].

Kondil distraksiyonu, SSRO'da fiksasyon sırasında kondilin glenoid fossa içerisinde aşağıya ve öne doğru konumlanmasıdır. Bu pozisyonda iken kondil mandibulayı yeterince destekleyememektedir. Kondilin doğal pozisyonuna dönmesi sonucu relaps gözlemlenmektedir. Bu relaps ilk dönemde intermaksiller fiksasyonla maskelenebilir.

Proksimal ramus parçasının saat yönünün tersine rotasyon yapması sonucunda da diğer bir kondil distraksiyonu gözlemlenebilir. Bu durum ise kasların doğrultusunun veya boyunun değişiminden kaynaklanmaktadır. Kasların çekme kuvveti proksimal segmenti çene ucunun geriye hareketine sebep olacak şekilde önceki pozisyonuna

doğru çekmeye çalışır. Proksimal parçanın saat yönünün tersine rotasyonu da mandibula fonksiyonu başlar başlamaz erken dönemde meydana gelmektedir.

Kondilin sürekli rezorpsiyona uğraması ile uzun dönem relaps meydana gelir. Kondil rezorpsiyonu görülen vakaların çoğu, yüksek mandibuler açıya sahip uzun yüzlü kadınlardır [82].

Geç dönemde meydana gelen relapsın en önemli etkeni kondil rezorpsiyonudur [92]. Hastanın yaşının genç olması, cerrahi öncesinde var olan TME hastalığı, yüksek mandibuler düzlem açısı, kısa arka yüz yüksekliği, fazla miktarda mandibuler ilerletmeler ve saatin tersi yönünde rotasyon kondiler rezorpsiyonu arttıran etkenlerdir.

Konvansiyonel ortognatik cerrahi tekniklerinde maksilla ve mandibulanın hareketi okluzal düzlem üzerinde olur. Bu şekilde çenelerin hareketi tatmin edici sonuçlar vermediğinde okluzal düzlemin değişikliği düşünölmelidir. Ortognatik cerrahi operasyonu sırasında maksillanın vertikal yüksekliğinin değiştirilmesi mandibulanın otorotasyonu ile sonuçlanır. Maksillanın superior pozisyonlanması mandibulanın saatin tersi yönünde rotasyonuna, inferior pozisyonlanması saat yönünde rotasyonuna sebep olmaktadır. Bu rotasyon okluzal düzlemin değişmesine sebep olmaktadır. Okluzal düzlemin rotasyonu kondil başının etrafında ya da hemen arkasında bir noktadan olur. Okluzal düzlemin değişikliği, maksilla ve mandibulanın kafa tabanında ilişkili olduğu yapılardan dolayı iyi bir planlama ve analiz gerektirmektedir. Kemiksel ilişkinin değişmesi ile kaslarda değişiklik oluşması relaps riskini arttırmaktadır [93].

Aşırı konveks bir yüz profilinde maksillanın dikey redüksiyonu ile kombinlenmiş mandibula ilerlemesi gerektirir. Bu prosedür konveks porfili düz bir şekle getirecektir. Distal segment saatin tersi yönünde rotasyona uğradığı zaman masseter, medial pterigoid ve suprahiyoid kaslar gerilir. Suprahiyoid kaslar hem ilerletilip hem de saatin tersi yönünde rotasyona uğradığı zaman daha da gerilir. Kasların gerilmesi ile çeneler eski pozisyonuna çekilmeye çalışılır ve relaps riski armaktadır. Medial pterigoid kas ve stylomandibular ligament proksimal segmentin serbest pozisyonlanması için diseke edilmelidir [6].

Okluzal düzlem açısı, Frankfurt düzlemi ve premolar ve ikinci molarların tüberküllerinden geçen doğrunun arasındaki açıdır. Yetişkinlerde normal değer $8 \pm$

4°'dir. Maksillomandibuler komplekse saatin tersi yönünde rotasyon uygulandığında; okluzal düzlem açısında azalma, mandibuler düzlem açısında azalma, maksiller kesicilerin bukkale eğilmesi, alt kesici dişlerin eğiminin azalması, posterior yüz yüksekliğinin artması, paranasal bölgede posterior hareket eğilimi, üst havayolunda mandibuler ilerletme ile yaklaşık %40 artma meydana gelir [94].

Mandibuler ilerletme ile birlikte distal segmentin saatin tersi yönde rotasyonunun relapsı arttırdığı bilinmektedir [95]. Özellikle uzun yüz yüksekliği ve anterior açık kapanış vakalarında distal mandibuler segmente uygulanan saatin tersi yönünde rotasyon işlemi, proksimal segmenti etkileyerek kondil başının rotasyonuna neden olmaktadır. Kondil başının rotasyonu ile kondil başının hiç yüke maruz kalmamış ön-üst yüzü büyük bir baskı ile karşılaşmış olur. Aynı zamanda bu hareket suprahyoid kas gruplarının gerilmesine de neden olur. Böylece sadece mandibuler ilerletme yapılan vakalara göre daha büyük bir gerilme ile mandibula arka-aşağı doğrultuda çekilir. Bu geri çekilme ile kondil üzerindeki basınç daha da artar. Artan kuvvetlere kondil adaptasyon gösterebilir ancak adaptasyon kapasitesini aşan kuvvetlerde kondiler rezorpsiyon görülür. Bu durum relapsa neden olur [96].

2.2.2.6 Sagittal split ramus osteotomisinden sonra kas aktivitesindeki değişiklikler

SSRO kasları, çiğneme fonksiyonunu, yumuşak damak, dil ve hyoid kemiği doğrudan etkiler. Mandibulaya cerrahi girişimden sonra mandibulanın pozisyonuyla birlikte bağlantılı kasların istirahat uzunlukları ve okluzyon da değişir. Literatüre bakıldığında cerrahi sonrası nöromüsküler sistemde kas aktivitesi, ısırma kuvveti ve okluzal temas alanındaki değişiklikleri, elektromiyografi (EMG) ile değerlendiren çok sayıda çalışmaya ulaşılmıştır [97]. Bütün bu çalışmaların sonucunda ulaşılan ortak sonuç, postoperatif periyotta bütün kasların orijinal istirahat uzunluklarına dönme eğiliminde olduğudur.

Mandibulanın ileri alındığı cerrahilerde, suprahyoid kasların istirahat uzunluğu artar. Yapılan bir çalışmada, mandibuler ilerletme yapılan 10 yetişkin maymunun preoperatif ve postoperatif sefalogramları incelenmiş ve tüm kas-tendon kompleksinin uzunluğunda mandibuler uzunluktaki toplam değişimin %62'si kadar bir fark olduğu belirtilmiştir. Kalan %38 oranındaki değişimin posthyoid kas kompleksinde olduğu varsayılmaktadır. Çalışmanın sonucunda, suprahyoid kasların

mandibuler ilerletmenin bir sonucu olarak önemli miktarda bir gerilime maruz kalmadığı söylenmiştir [98].

Mandibular düzlem açısı fazla olan uzun yüz vakalarında, çenenin saat yönünün tersine rotasyonu, arka yüzün uzunluğunu yani posterior ramus uzunluğunu artırır. Bu artışla, pterygomandibular bölgedeki kaslarda gerilme meydana gelir. Kasların pterygomandibular bağlantısının uzaması, relapsa neden olur. Bu nedenle uzun yüz olgularında mandibular cerrahiyle birlikte maksiller cerrahi de yapılması önerilmektedir [5].

Mandibulanın geri alındığı cerrahilerde, hyoid kemiğin sagittal yönde geride konumlandırılması, suprahyoid kaslarda serbestlik sağlar. Kas gerilimindeki bu azalma, kranyoservikal kaslar arasındaki dengenin bozulmasına neden olur. Bu durumu kompanse edebilmek ve havayolu açıklığının korumak amacıyla fizyolojik bir adaptasyon olarak mandibula, boyun kasları tarafından yeniden öne ilerletilmeye çalışılır [99, 100]. Mandibulanın geri alındığı 32 hastadan elde edilen sefalometrilerin incelendiği bir çalışmada, hyoid kemiğin postoperatif 12. yılda bile öne doğru konumlanma eğiliminde olduğu ancak preoperatif pozisyonuna ulaşmadığı sonucuna varılmıştır [101].

2.3 Kuvvet Analizleri

2.3.1 Temel Mekanik Kavramlar

Biyomekanik terimi, biyolojik dokulara gelen kuvvetlere karşı bu dokuların verdiği cevapların incelenmesini tanımlamaktadır. Farklı kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalınması ile materyallerde değişiklikler meydana gelebilir. Bir materyalin mekanik özelliklerini belirleyen, bu materyalin farklı etkenlere nasıl cevap verdiği [102].

Kuvvet (force)

Cisimlerin hareketlerini ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür; doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti vardır. Diğer cisimler tarafından maruz kaldığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine ise iç kuvvet denir [103]. Birimi Newton (N) ya da kilogramforce(kgf)'tur. (1kgf=8,9N) [104]. Formülü:

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)}$$

Kemikte 3 farklı çeşit kuvvet oluşabilir. Bunlar sıkışma, gerilme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Sıkışma tipi kuvvetlere kemik daha dayanıklıdır. Bunun yanında gerilme tipi kuvvetlere % 30 ve makaslama tipi kuvvetlere ise kemik % 65 daha az dayanıklıdır [105].

Stres (gerilim)

Bir cisme deformasyon oluşturmak üzere uygulanan kuvvete karşı oluşan iç dirençtir. Meydana gelen bu iç direnç şiddet olarak dış kuvvetle eşit değerde fakat zıt yönlüdür. Bu stres olarak tanımlanır. Birimi Paskaldır. Dış hekimliğinde cisimlerin boyutlarının küçük olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır [106].

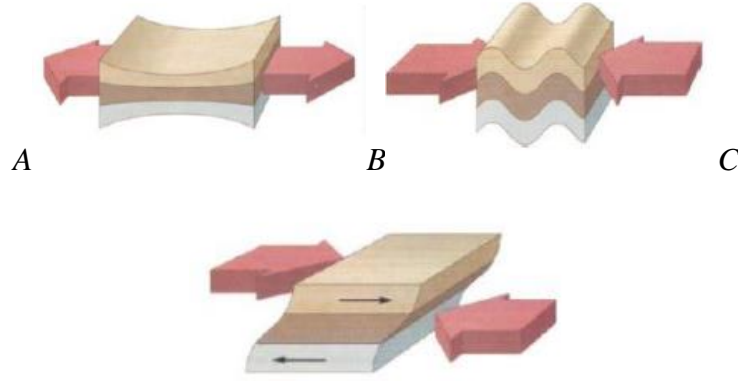
Stres için formül aşağıdaki gibidir:

$$\text{Gerilim}(\sigma) = \text{Kuvvet(F)} / \text{Yüzey alanı(A)}$$

$$P = \text{N/m}^2 \text{ veya } \text{kg/cm}^2$$

Stresler yönlerine göre üçe ayrılmaktadır;

- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cismi uzatmak veya germek amacıyla aynı doğrultuda ancak birbirine zıt yönde iki kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkan gerilimdir. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya çalışır.
- Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan aynı doğrultuda ve birbirlerine doğru iki kuvvet uygulanmasıyla oluşan gerilimdir. Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya çalışır.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismi çevirmeye veya kaydırmaya zorlayan, farklı seviyelerde iki kuvvetin birbirine paralel olarak bir cisme uygulanması sonucunda oluşan gerilimdir. Çekme stresleri (+) pozitif, sıkıştırma stresleri (-) negatif olarak işaret almaktadırlar [107].



Şekil 2.21: A. Çekme Gerilimi B. Sıkışma Gerilimi C. Makaslama Gerilimi [108].

Cisme kuvvet uygulandığı zaman izole bir gerilme tipi izlenmemektedir. Üç gerilmenin de bir arada bulunduğu birleşik gerilme izlenmektedir [109, 110].

Gerinim/Deformasyon (Strain)

Üzerine etki eden kuvvetlerin etkisiyle cisimlerde şekil değiştirme yani deformasyon meydana gelir. Kuvvetin etkisiyle cisimde meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyutuna oranına gerinim denir [111]. Gerilim yönü ve büyüklüğü olan vektörel bir kuvvettir, ancak gerinim kuvvet değil, skaler bir büyüklüktür. Genellikle % ile ifade edilir [112]. Formülü:

$$\text{Gerinim } (\varepsilon) = \text{Boyuttaki değişim} / \text{Orişinal boyut} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$$

Gerinim elastik veya plastik ya da her iki şekilde olabilmektedir.

- Elastik Deformasyon: Cisme uygulanan kuvvet kaldırıldığında cismin eski haline döndüğü durumdur.
- Plastik Deformasyon: Cisme uygulanan kuvvet kaldırıldığında cismin eski haline dönmediği durumdur. Cismin dayanabileceğinden daha fazla kuvvet uygulanmasıyla kırılma veya kopma meydana gelir [111].

Elastisite Modülü (Young Modül)

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime olan oranıdır. Birimi Pa'dır (N/cm²). Elastisite modülü ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplanmış ve "Young modülü" olarak isimlendirilmiştir [111]. Formülü:

$$E = \text{Stres}(\sigma) / \text{Gerinim}(\varepsilon)$$

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri direncin bir ölçüsüdür. Bir cisme yüksek oranda stres uygulandığında şekil değişikliği çok az olursa o cismin deformasyona karşı direnci yüksektir ve esnemesi zordur yani elastisite modülü (Young modülü) yüksektir. Elastisite modülünün düşük olması, cisme kuvvet uygulandığında daha kolay deforme olabileceğini, esneyebileceğini gösterir. Sert cisimlerin elastisite modülü yüksektir [104, 113].

Poisson Oranı

Cismin çekme veya basma gibi yükleme esnasında strese maruz kalması ile cisimde üç boyutlu değişim meydana gelir. Poisson oranı cismin boyca gösterdiği deformasyonun, ence gösterdiği deformasyona oranı olarak tanımlanmaktadır [114]. Çekme yüklemesi sırasında yükleme yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma olmaktadır. Basma yüklemesi sırasında cisim kısalırken çapraz kesitte bir artış olmaktadır [115]. Poisson oranının birimi yoktur [116].

Hook Kanunu

Hook kanunu gerilimler ile birim şekil değiştirmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar deformasyon olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim cismin sertlik derecesini gösterir ve kuvvet katsayısını (k) verir. Rijit materyallerin yüksek esneklik katsayısına, esnek materyallerin düşük esneklik katsayısına sahip olduğunu söyler. Formülü [117]:

$$F = -kx$$

Formülde bulunan eksi işareti kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtmektedir [117].

Asal Gerilim (Principal stress)

Üç boyutlu bir cismin üzerindeki makaslama gerilmelerinin tüm düzlemlerde sıfır olduğu durumda, varolan tüm gerilmeler değerlendirildiğinde asal gerilim değeri elde edilir (Principal stress). Kemik gibi kırılğan olan yapılarda asal gerilim önemlidir. Asal gerilme maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üç tiptir. Yük uygulanan cisimlerde çoğu zaman tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bulunduğu bileşik gerilme görülmektedir. Maksimum asal gerilmeler

pozitif değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade etmek için kullanılırken, minimum asal gerilmeler negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade etmek için kullanılır. Çeşitli streslerin etkili olduğu bu noktalarda hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyükse cisim o stres türünün etkisi altındadır ve o noktanın stres değerlendirilmesi etkili olan stres türüne göre yapılır [118, 119].

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress, Eşitdeğer Stres)

Von Mises ve ark. tarafından adlandırılan Von Mises gerilmesi bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Çekilebilir cisimlerde Şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır ve üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır. Belli bir sınırı aşan i enerjisi sebebiyle cisim bu noktada Şekil değiştirir. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde kullanılır. Bunun yanında Von Mises gerilmesi kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılmaktadır. Birimi Paskal'dır. Simgesi 'σ' dir [120].

Homojen Cisim

Cismin içerisinde her noktada elastikiyet özelliklerinin aynı olmasına denir [121].

Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzama arasında belli bir sınıra kadar doğru orantı olduğu varsayılmaktadır. Bu, kemik için kabul edilebilir bir sınır olsa da yumuşak doku için oldukça küçüktür ve bu sınırın üzerine çıkıldığında ciddi hesaplama yanlışları olabilir [122].

İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, cismin aynı elastik özelliklerini farklı doğrultularda da gösterebilmesidir. Farklı doğrultularda uygulanan çekme, basma ve makaslama gerilmelerine karşı aynı elastiklik modülü özelliklerine sahiptirler. Anizotropik cisimler yapısında farklı materyaller barındıran geometrik özellikleri değişik cisimlerdir. Farklı doğrultularda uygulanan çekme, basma ve makaslama gerilmelerine karşı farklı elastiklik modülü özellikleri sergilemektedirler [123].

Eleman (Element)

SEA’da analizi yapılacak olan doku veya materyal, eleman (element) adı verilen basit geometrik şekillere parçalanarak incelenir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar. Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklem elde edilir [121, 124].

Düğüm (Node)

SEA’da eleman adı verilen sonlu sayıdaki yapılar belli noktalardan birbirleriyle bağlanmaktadır. Bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir [124].

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Elemanların ve düğüm noktalarının koordinatlarından bir ağ yapısı oluşturulur. Ağ yapısı oluşturulduktan sonra, cismin sabitlendiği yer ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı ve eleman çeşidi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir [125].

Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Analizi yapılacak cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı yeri gösterir. Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınırını belirtmektedir [125].

2.3.2 Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cisme kuvvet uygulandığı zaman, kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri ve gerilimleri görmek, elemanların yük fazla geldiği durumlarda tekrar dizaynı ve cismin ideal şeklinin saptanması için kullanılan yöntemlerdir. Etik kurallar açısından klinikte uygulanması mümkün olmayan çalışmaların, biyolojik dokuların modellerinin oluşturulması ile kuvvet analizinin yapılması sağlanır. Sonuçların gerçeğe en yakın olması için modellerin dokulara organlara mümkün olan en yakın olması ve uygulanacak kuvvetlerin yön, tip ve büyüklüğüne benzer olması önemli bir husustur [126].

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı analiz yöntemleri [127]:

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi:
3. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Fotoelastik analiz yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Kırılma vernikle kaplama yöntemi
7. Sonlu elemanlar analizi yöntemi

2.3.2.1 Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi (Finite Element, SEA)

Sonlu elemanlar analizi, materyallerde meydana gelen stres ve gerinimleri hesaplamayı sağlayan, karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan matematiksel bir metottür. Canlı dokularda da kullanılabilir. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte yapılan çalışmalarda bu metodun kullanılması yaygınlaşmıştır. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analizde diğerlerine göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmektedir.

Bu yöntemde değişik şekillerdeki yapılar modellenir, birbirlerine düğüm noktalarından birleşen daha basit geometrik şekillere (elemanlara) bölünür, bir bütünü küçük ve yalın parçalara ayırarak tek tek analiz etmeyi hedefler. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır. Analizi yapılacak materyal, değişik koşullardaki etkilere karşı oluşan tepkilerini değerlendirmek amacıyla bilgisayar ortamında sonlu sayıdaki parçalara bölünerek modellenir ve modellenen yapının kuvvet uygulanması sırasındaki durumu matematiksel olarak incelenir [124, 128]. Bilgisayar yazılımıyla oluşturulan modelde şiddet, yön ve alan belirlenerek uygulanan kuvvete bağlı olarak meydana gelen yer değişimi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri sayısal olarak değerlendirilebilir [124, 127, 129].

İlk defa bu yöntem 1960'lı yıllarda havacılık ve uzay endüstrisindeki sorunların çözümü amacıyla geliştirilmiştir. Ardından birçok mühendislik alanında kullanılmaya başlanmıştır [125]. İlk çalışmalar iki boyutlu yarı analitik olarak Hrennikoff ve Mc Henry tarafından yapılmıştır. 1964 yılında üç boyutlu problemlere

uygulanmış, 1965 yılında yöntem ile Poisson denklemi çözülmüştür. 1970’de ise yöntem akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır. Modeldeki stresleri matematiksel sonuçlara dökülebilmek için bilinmesi gerekenler şunlardır [130, 131]:

-Düğüm noktaları ve elemanların toplam sayısı

-Materyalin her elemanının elastisite katsayısı ve poisson oranı

-Sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetler

Son yıllarda tıp ve diş hekimliğinde de kullanımı yaygınlaşmıştır. Diş hekimliğinde üç boyutlu SEA metodunun kullanıldığı ilk çalışma 1983 yılında Rubin ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada alt sağ birinci büyük azı diş modellenip mine ve dentindeki sıkışma gerilimleri incelenmiştir [132].

SEA’da görüntüleme incelenecek olan anatomik yapının simülasyonunu oluşturmak için son yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MR)’den yararlanılmaktadır. Bu sayede seri kesitleri alınabilmektedir. Taranmış olan yapıların görüntüsü de bir şalon görevi görür ve sanal modeller oluşturulur [133, 134].

Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Avantajları [135, 136]:

1. Klinik veya deneysel olarak incelenmesi mümkün olmayan problemlerin değerlendirilmesinde kullanılabilir non-invaziv bir metottur.
2. Karmaşık geometri gösteren yapıların analizi hassas ve güvenli bir şekilde gerçekleştirilebilir.
3. Bilgisayar yazılımları sayesinde yapıların gerçeğe çok yakın modellenmesi mümkündür. Kraniofasial iskelet ve dental yapılar simule edilebilir.
4. Modeller istenilen sayıda ve farklı malzemeler ile oluşturulabilir.
5. Bağlantı noktalarının fazla olması analizi etkilemez.
6. Sınır şartlarını belirlemek ve değiştirmek oldukça kolaydır.
7. Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları oldukça hassas bir şekilde elde edilebilir. Kuvvetin uygulanacağı nokta, büyüklük ve yönü tercihe göre ayarlanabilir ve uygulandığı noktada oluşacak olan stres hesaplanırken gerçeğe yakın bir değer elde edilebilir.
8. Anizotropik materyallerin analizi yapılabilir.

9. Çalışmanın analiz sonuçları oldukça kısa sürede elde edilebilir. Gerekli zaman analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.

Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Dezavantajları [137, 138]:

1. Dış ve destekleyen çevre yapılar tam olarak simüle edilemeyebilir.
2. Mesleki bilgi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir. Sonuçları yorumlamak güçtür ve çaba gerektirir. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen analizi yapacak kişiye bağlıdır.
3. Donanımlı bir bilgisayar, güvenli sonlu elemanlar analizi yazılımı ve kullanılan yazılımların güncellenmesi maliyeti söz konusudur.
4. Hatalı sonuçlara açık bir methodur. Doğru sonuçların elde edilebilmesi, analizi yapılacak malzemenin materyal özelliklerinin giriş bilgilerinin hatasız olmasına bağlıdır.

Sonlu Elemanlar Analizinde Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

SEA üç boyutlu modelin hazırlık safhası, analizin yapılması ve sonuçların değerlendirilmesi olmak üzere üç safhada gerçekleştirilir.

Analizi yapılacak materyalin veya dokunun 3 boyutlu geometrik modeli hazırlanır. Modelin incelenen materyali olabildiğince iyi bir şekilde taklit etmesi gerekir. Canlı ve cansız dokularda modelleme için, çalışılan dokunun BT görüntülemesi alınır [139]. Üç boyutlu modellemede koordinat düzleminde her eksene gelen kuvvetler hesaba katılarak daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir. Cisimlerin modellenmesi için bilgisayar destekli yazılım programları kullanılır.

1. Model sonlu sayıda eleman (element) olarak adlandırılan basit parçalara ayrıştırılır. Elemanlar geometrilerine göre, üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak; boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu, dönele ve izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılır. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar gerçekçi sonuçlar elde edilir. Elemanların birbirine bağlandığı nokta düğüm noktalarıdır. Düğüm noktaları özel noktalardır ve bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Düğüm noktaları belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

2. Eleman ve düğüm noktaları koordinatlandırılarak ağ yapı oluşturulur. İncelenecek materyalin önemli olduğu bölgelerde birim alana daha fazla eleman yerleştirilir.
3. Modelin materyal özellikleri olan young modulu ve poisson oranı belirlenerek modellenen yapıya aktarılır. Materyaller homojen, izotropik ve linear elastik olarak kabul edilir [140].
4. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır koşulları belirlenir.
5. Yükleme miktarı belirlenir.
6. Elemanların birleştirilmesi sonucu matematiksel bir denklem elde edilir. Bu denklemlerin çözülmesiyle gerçeğe en yakın değerleri elde etmek hedeflenir [141, 142].
7. Denklemlerin çözümü ile düğüm noktasındaki değerlere ulaşılır. Yapılan analizler sonucunda, asal gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri gibi değişkenlere ilişkin veriler elde edilir.
8. Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır [124, 135]. Analiz sonucunda elde edilen veriler renk kodları olarak alınır ve materyalin istenen açılardan alınan görüntülerine eklenebilir [143].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda çift taraflı SSRO ile mandibuler ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan farklı modellerde posterior açılı mandibuler kondil üzerine gelen baskı, gerilim ve Von Mises stresleri sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Yapılan modellemede kemik dokusu, süngerimsi ve kortikal elementlerden oluşan izotropik ve kompozit bir materyal olarak modellenmiştir. Kortikal kemik tabakası 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulmuştur. Mandibuler 3 boyutlu modelde SSRO yapıldıktan sonra, mandibuler hipoplazi-maksiller vertikal fazlalık deformitesi tedavisine uygun şekilde mandibuler ilerletme ve mandibulanın distal segmentine saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılmıştır. Maksilla modelinin de kullanılarak bir Le Fort I osteotomisi ile maksiller gömme yapılması planlanmasına rağmen, yapılan literatür taramasının sonucunda yalnızca temporomandibuler eklemin fossası sabit tutularak mandibuler model üzerinde yapılacak hareketlerin yeterli olacağı anlaşılmıştır [144].

Çift taraflı sagittal split ramus osteotomisi yapılan mandibulada 2 farklı miktarda ilerletme (5 ve 10 mm) ve saatin tersi yönünde hareket işlemleri, ayrıca ilerletme sonrasında yapılan kemik segmentlerinin fiksasyonu sırasında proksimal segmentin alt sınırının düzeltildiği ve pasif olarak yerinde bırakıldığı modeller oluşturulmuştur. Çalışmamızdaki gruplar aşağıdaki gibidir:

Model 1: Mandibuler ilerletme yapılmamıştır (Kontrol grubu)

Model 2: Mandibula 5 mm öne alınıp, proksimal segment pasif şekilde fikse edilmiştir.

Model 3: Mandibula 5 mm ileri alınıp, proksimal segment alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edilmiştir.

Model 4: Mandibula 10 mm öne alınıp, proksimal segment pasif şekilde fikse edilmiştir.

Model 5: Mandibula 10 mm ileri alınıp, proksimal segment alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edilmiştir.

Cerrahi işlemlerin tamamlanmasının ardından gruplarda sonlu eleman analizi yöntemi ile kondil üzerine gelen baskı, gerilim ve Von Mises stres dağılımları karşılaştırılmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayar yardımı ile çözümü için takip edilen aşamalar şöyledir:

- 1- Katı modelleme (solid modelling)
- 2- Ağ yapısının oluşturulması (mesh generation)
- 3- Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi (elements and nodes)
- 4- Sınır koşullarının tayini (boundary conditions)
- 5- Modelin çözümü (model solution)
- 6- Analizlerin gösterimi (postprocessing)

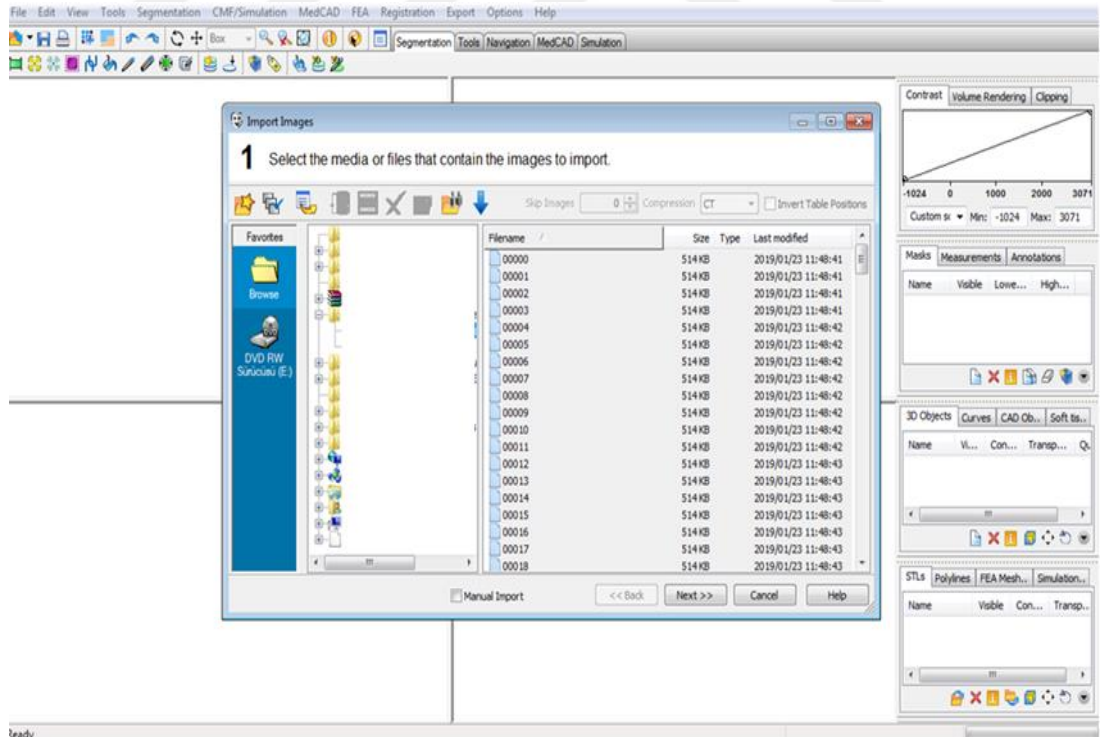
3.1 Sonlu Eleman Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için MSI marka, Intel Core i5 işlemcili yüklü belleği 14 GB, 64 bit işletim sistemine sahip olan bilgisayardan yararlanılmıştır.

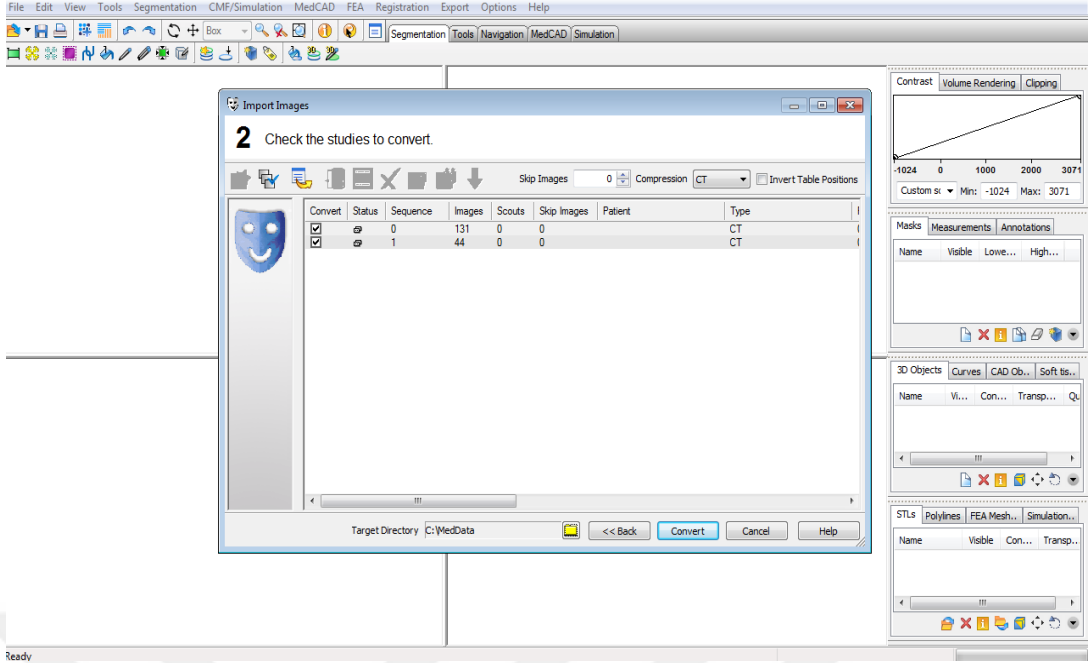
Ölçümler ve verilerin yazılımı için MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) (versiyon 10.01, Materialise N. V., Lüven, Belçika), CATIA (Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application) (versiyon v6, Paris, Fransa) ve Solidworks (versiyon 18, SolidWorks Corp, Waltham Massachusetts, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımı kullanılmıştır. Modeller geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmesi ve analizlerin yapılabilmesi için STL formatında ANSYS WORKBENCH yazılımına aktarılarak kullanılmıştır. ANSYS WORKBENCH (versiyon 12.0, Altair, Michigan, ABD) programında analizler yapılmıştır.

Kemik dokularının modellenmesi için, seçilmiş olan hastanın Konik Hüzme Işınlı Tomografide (GE MEDICAL SYSTEMS/LightSpeed VCT VI., A.B.D) önceden alınmış çene kemiği taranmıştır. Taramada 140 kilovolt peak (KVp), 590 miliamper (mA)'de 14 saniyelik tarama ile 377 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.625 mm. kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 3.0 formatında aktarılmıştır. Aktarılan kesitler MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) yazılımına alındı. MIMICS yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

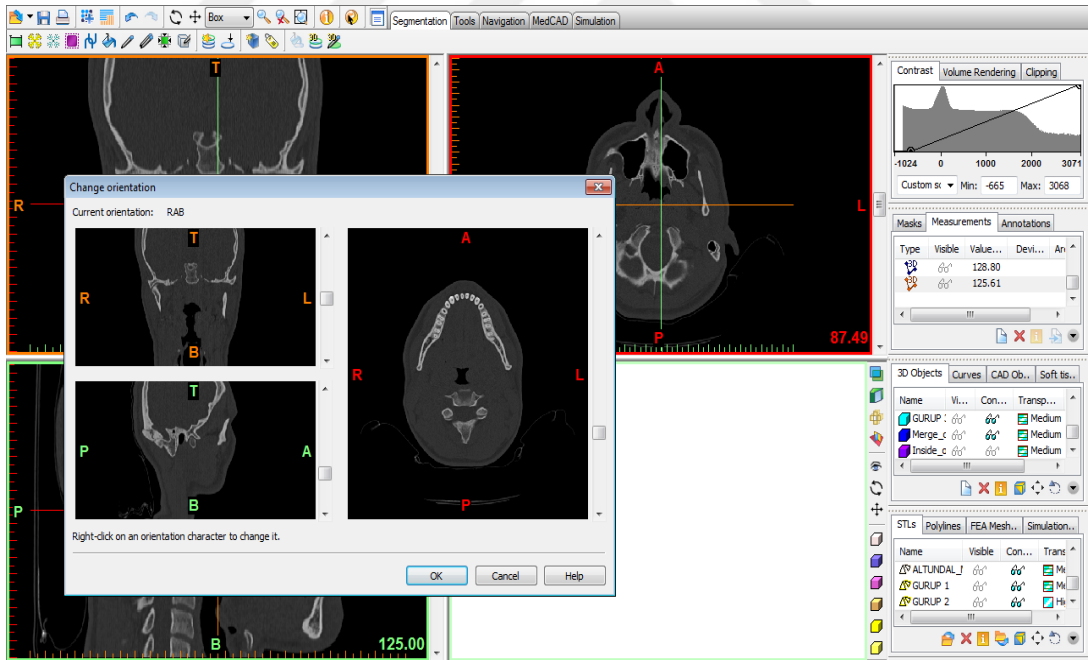
Yukarıdaki protokollerde çekilmiş BT görüntülerinden elde edilen koronal, aksiyal, sagittal kesitli bilgisayarlı tomografi DICOM ham verileri (Şekil 3.1) Metarialise N.V. Şirketi'ne ait MIMICS versiyon 10.01 programına aktarılmıştır (Şekil 3.2). Hastanın kafatasına ait üç boyutlu yüzey ağ yapısı oluşturulmuştur (Şekil 3.3.). İncelenen tomografi görüntüsünün kesitleri Şekil 3.4'te gösterilmiştir.



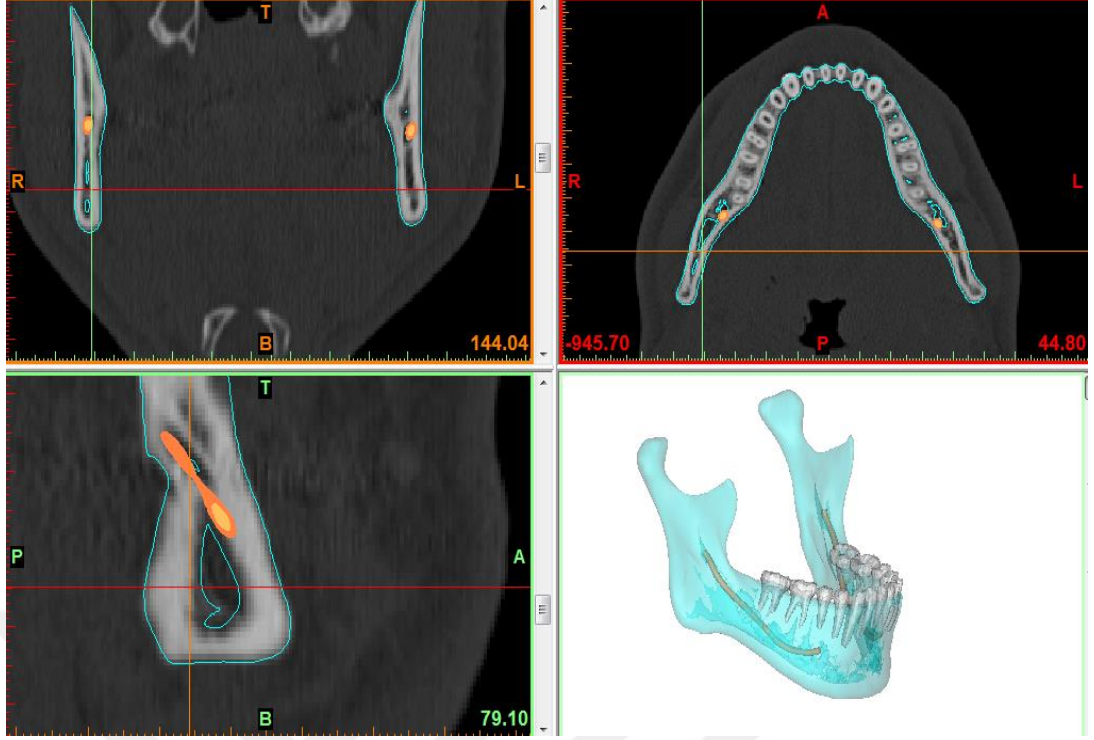
Şekil 3.1 : BT'de kesitlerin hazırlanması.



Şekil 3.2 : Seçilen ham verilerin MIMICS programına aktarılması.



Şekil 3.3 : BT görüntüsünün MIMICS programına aktarılması.



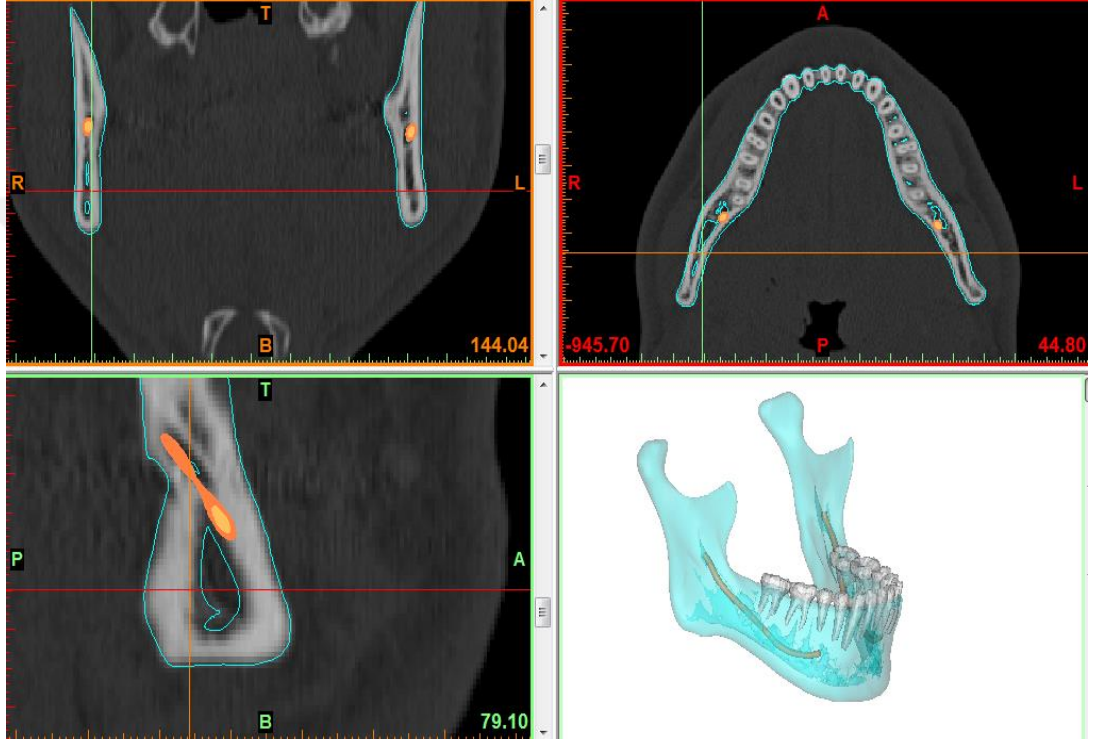
Şekil 3.4 : İncelenen tomografi görüntüsünün kesitleri.

Oluşturulan yüzey ağ yapısında modelde uygun olmayan yapılar (ağızdaki metallere dolayı oluşan artefaktlar, birbirinden bağımsız uçuşan ya da sivri kemik yapılarına ait parçalar, modeldeki eleman sayısının ve analiz sürelerinin artmasına sebep olacak mandibuler kemik ve servikal vertabralar) segmente edilerek, çalışılacak ana modeli elde edilmiştir.

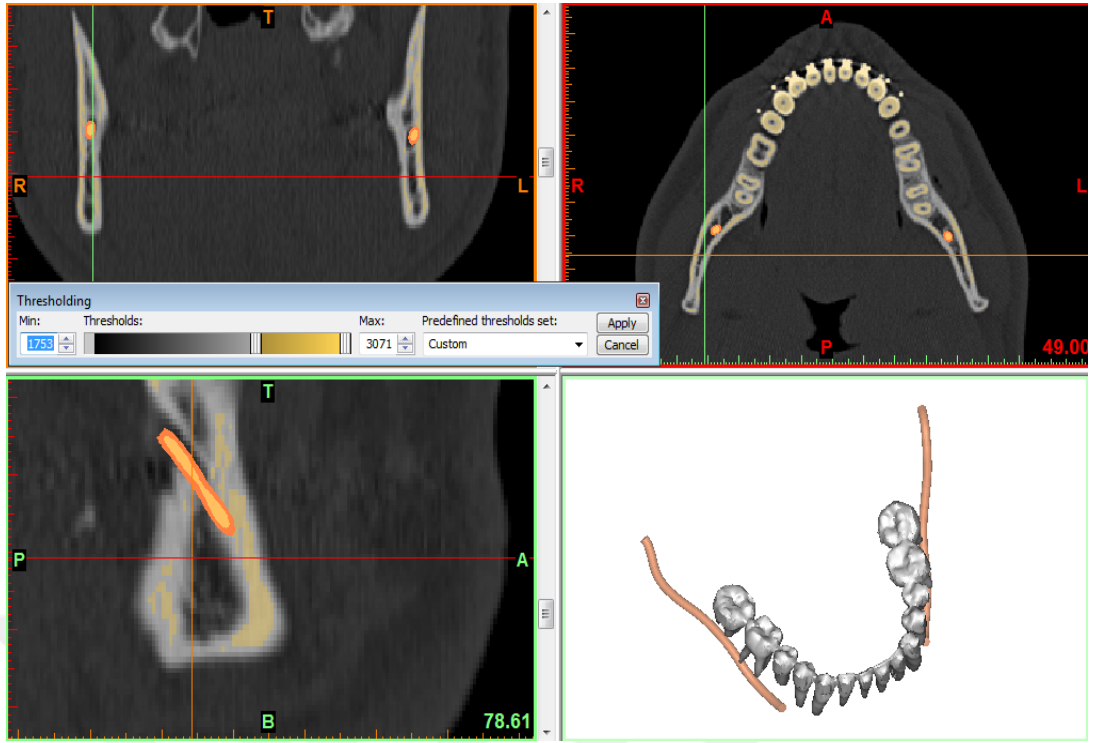
İstenilen fizyolojik bölgenin görüntüsünü işleyebilmek için, BT görüntü katmanları üzerinde renkli maske oluşturulup, o bölgenin ayrıştırılması (segmente) gerekir. Maske oluşturma işlemi, maske eşikleme (thresholding) komutu kullanılarak yapılır. Belirli HU değerleri aralığında kalan tüm piksellere renk atamasına eşikleme denir. HU değerleri, doku çeşidine veya yetişkin olup olmama durumuna göre farklı limit değerleri ile tanımlanmıştır. Düşük eşikleme değerleri ile yumuşak dokular (bağ, damar vb.), yüksek eşikleme değerleri ile yoğun kemikler (diş, kortikal kemik vb.) maskelenebilir.

Dişlerin modellenmesinde Sobotta anatomi atlasından yararlanılmıştır. Dentin, mine, sement tabakaları oluşturulmadan dişler homojen olarak, kök ve kron formları basitleştirilerek blok halinde modellenmiştir.

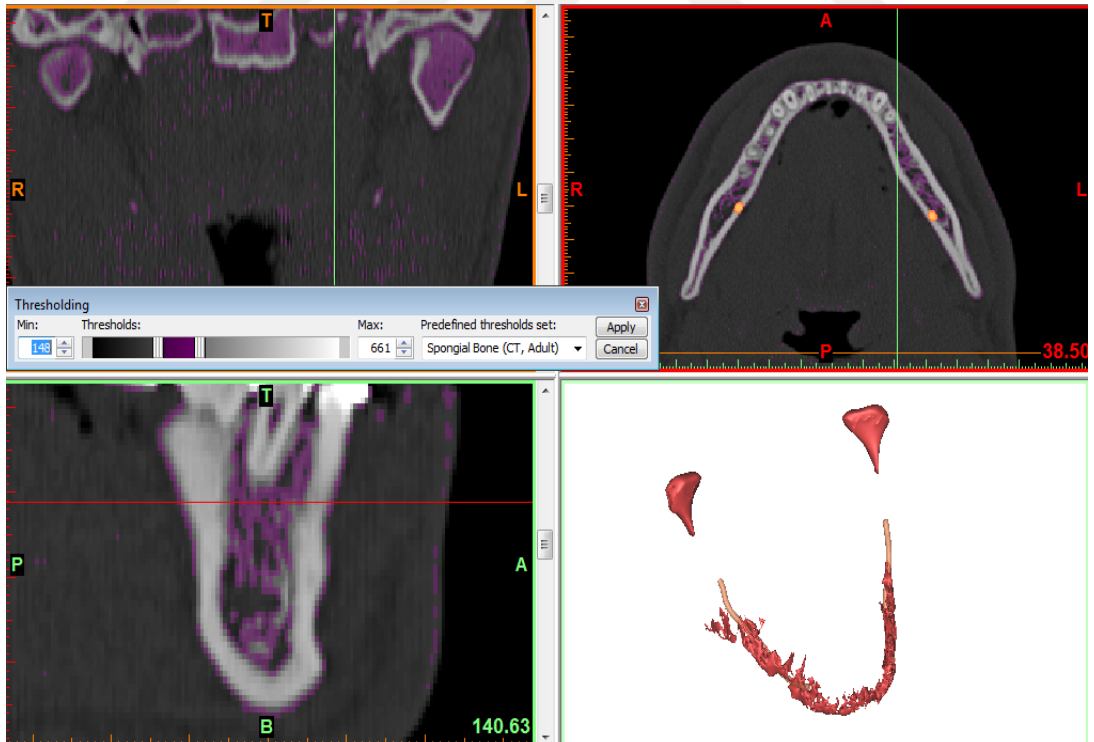
Çalışmamızda kullanılacak modellere ait HU değeri seçme ve model oluşturma aşığıdaki adımlarda gösterilmiştir. Kemiğin modellenmesi Şekil 3.5'te, dişlerin modellenmesi Şekil 3.6'da, spongeöz kemiğin modellenmesi Şekil 3.7'de, kortikal kemik tabakasının 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiğı örtecek şekilde oluşturulması Şekil 3.8'de, tüm anatomik yapıların (dişler, maxilla, mandibula) tek tek segmente edilerek ve ayrı ayrı modellenerek yapılandırılması Şekil 3.9'da gösterilmiştir.



Şekil 3.5 : Kemiğin modellenmesi.



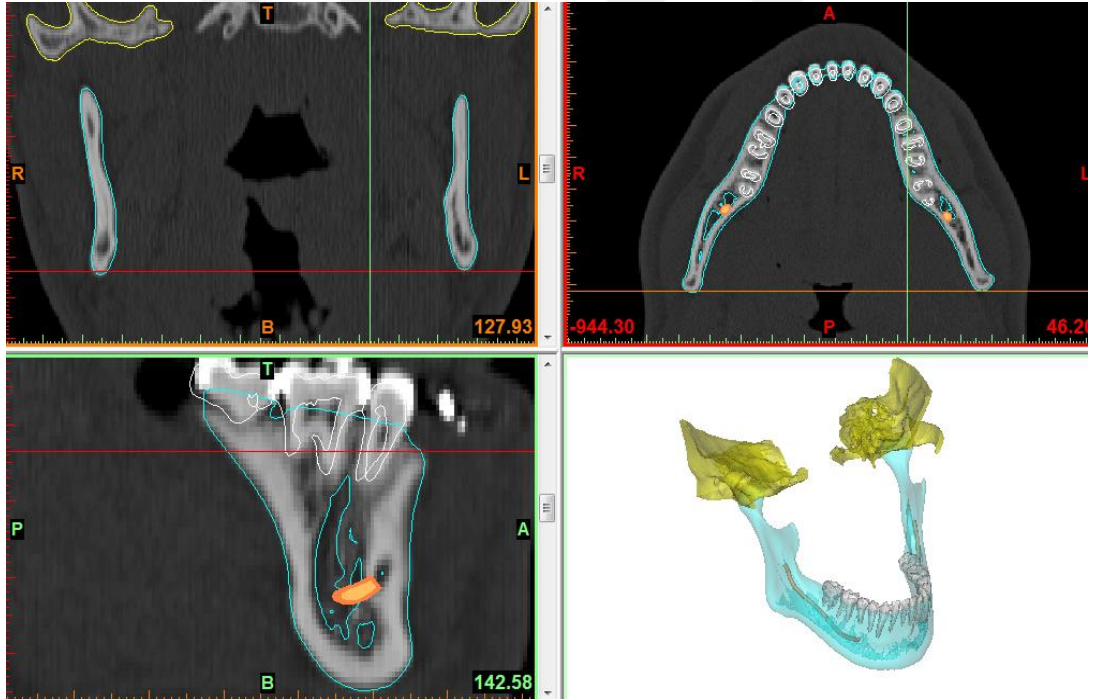
Şekil 3.6 : Dişlerin modellenmesi.



Şekil 3.7 : Spongeöz kemiğin modellenmesi.

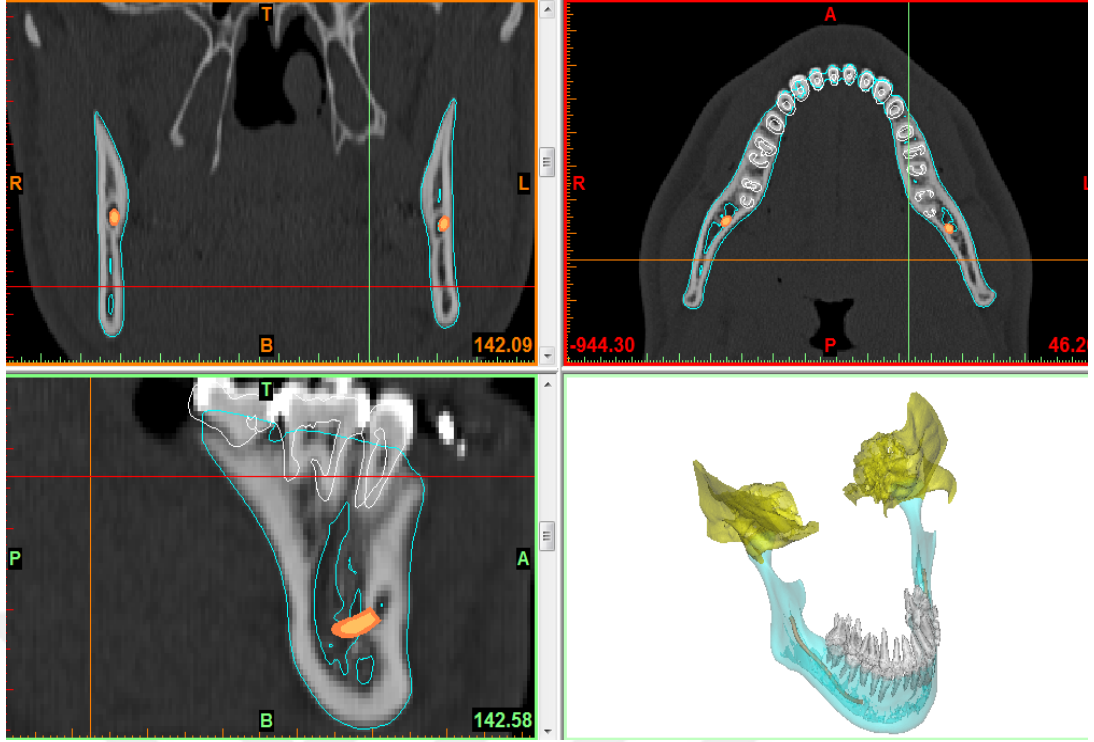


Şekil 3.8 : Kortikal kemik tabakasının 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulması.

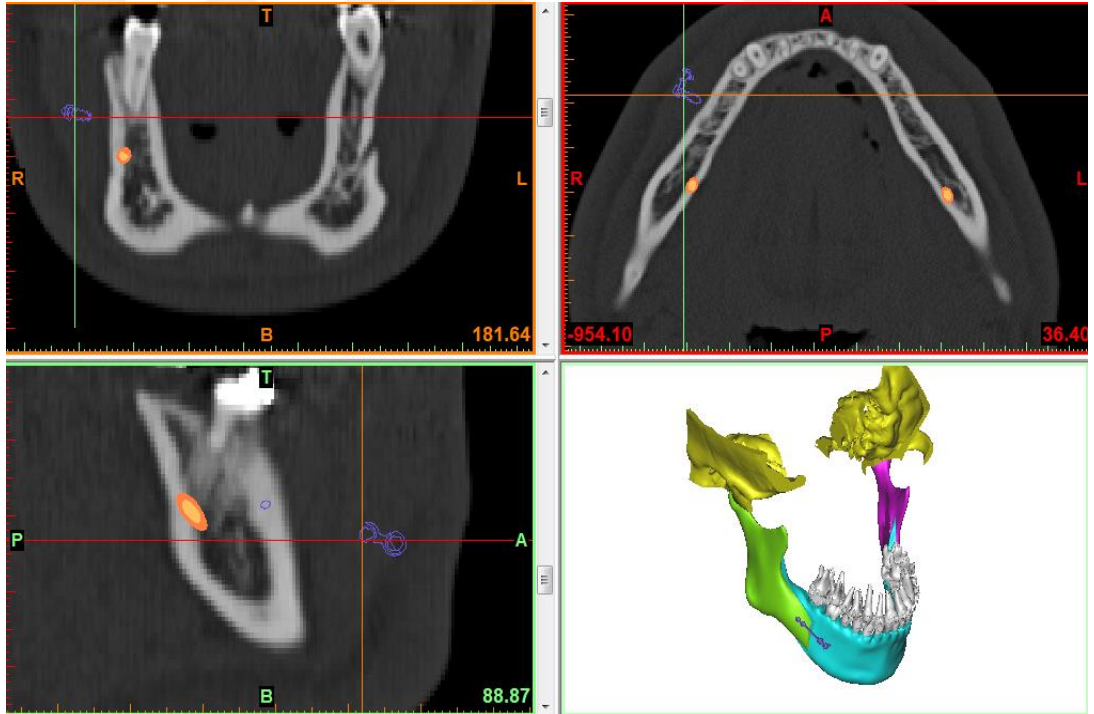


Şekil 3.9 : Tüm anatomik yapıların (dişler, maxilla, mandibula) tek tek segmente edilerek ve ayrı ayrı modellenerek yapılandırılması.

Oluşturduğumuz çalışma modellerimiz, Model 1 (Kontrol grubu) Şekil 3.10'da, Model 2 Şekil 3.11'de, Model 3 Şekil 3.12'de, Model 4 Şekil 3.13'te ve Model 5 Şekil 3.14'te gösterilmiştir.



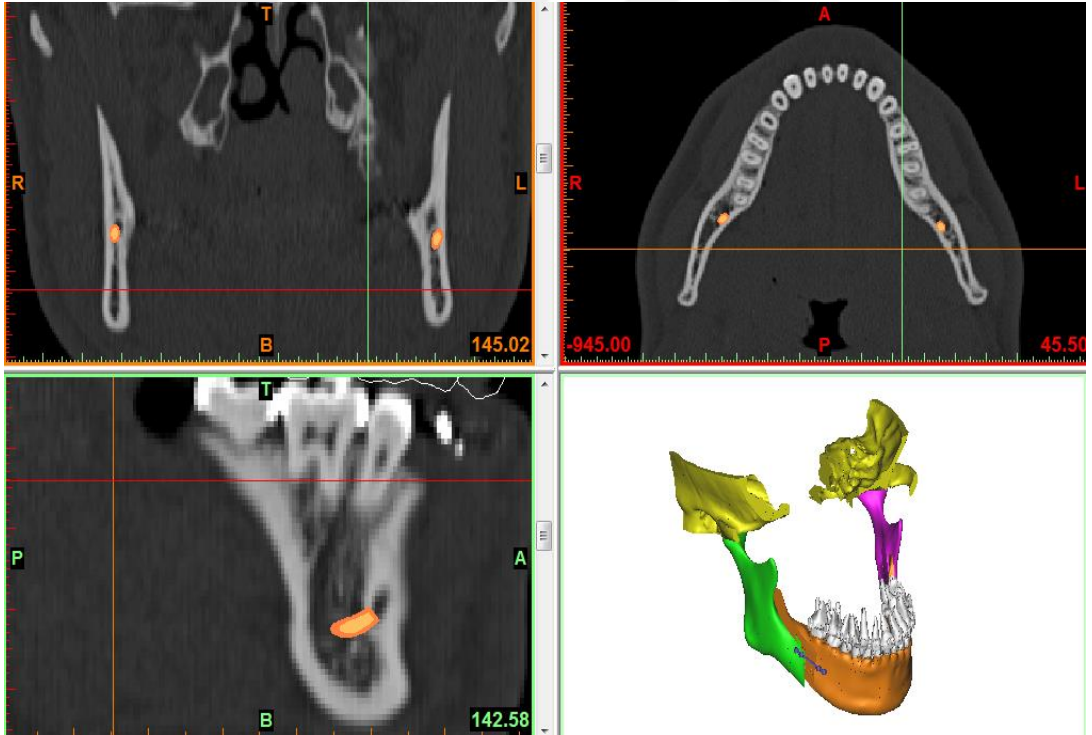
Şekil 3.10 : Çift taraflı SSRO'nun yön, açı ve mesafelerinin ayarlanarak üç boyutlu modelde tamamlanması (Kontrol grubu).



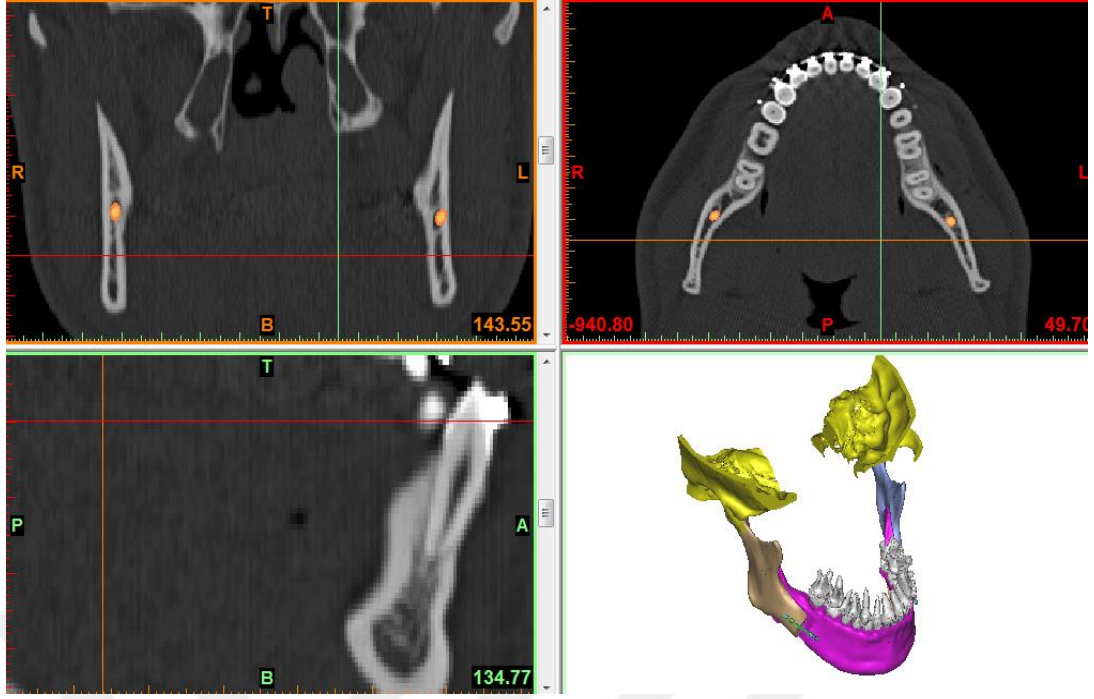
Şekil 3.11 : Model 2. Mandibulada SSRO ile 5 mm ilerletme, proksimal segmentin pasif şekilde fiksasyonu.



Şekil 3.12 : Model 3. Mandibulada SSRO ile 5 mm ilerletme, proksimal segmentin alt sınırının distal segmente göre düzeltilerek fiksasyonu.

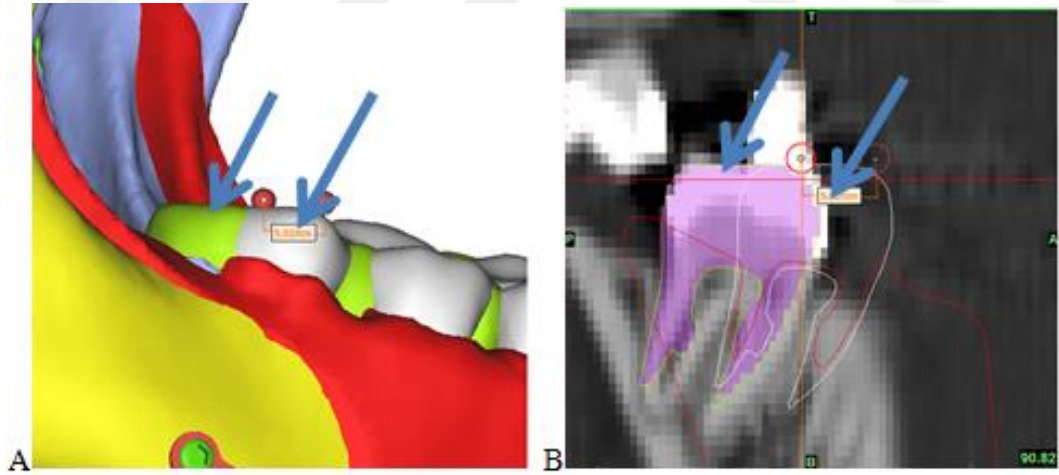


Şekil 3.13 : Model 4. Mandibulada SSRO ile 10 mm ilerletme, proksimal segmentin pasif şekilde fiksasyonu.

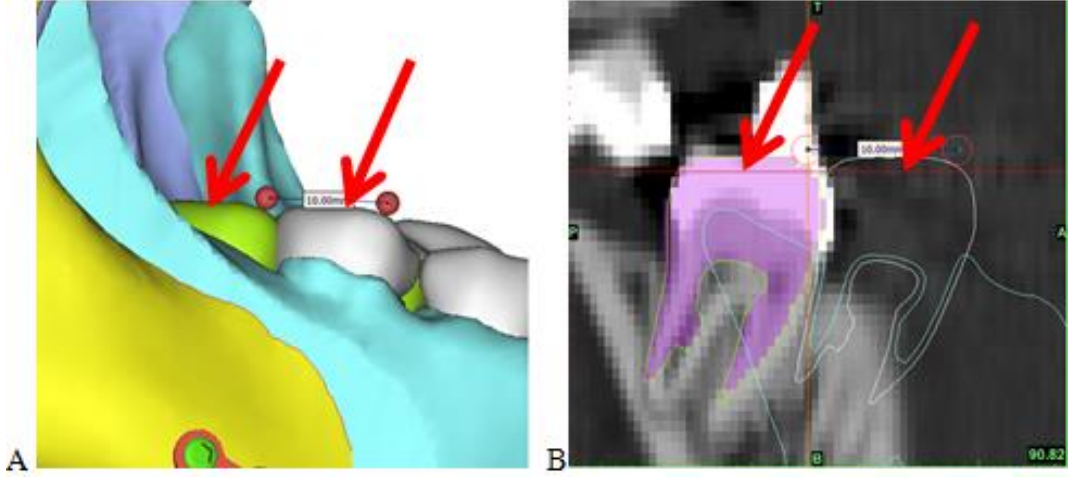


Şekil 3.14 : Model 5. Mandibulada SSRO ile 10 mm ilerletme, proksimal segmentin alt sınırının distal segmente göre düzeltilerek fiksasyonu.

Model 1, 2 ve 4'te mandibuler ilerletmeden sonra 1. molar dişlerin yeni pozisyonları Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'da gösterilmiştir.

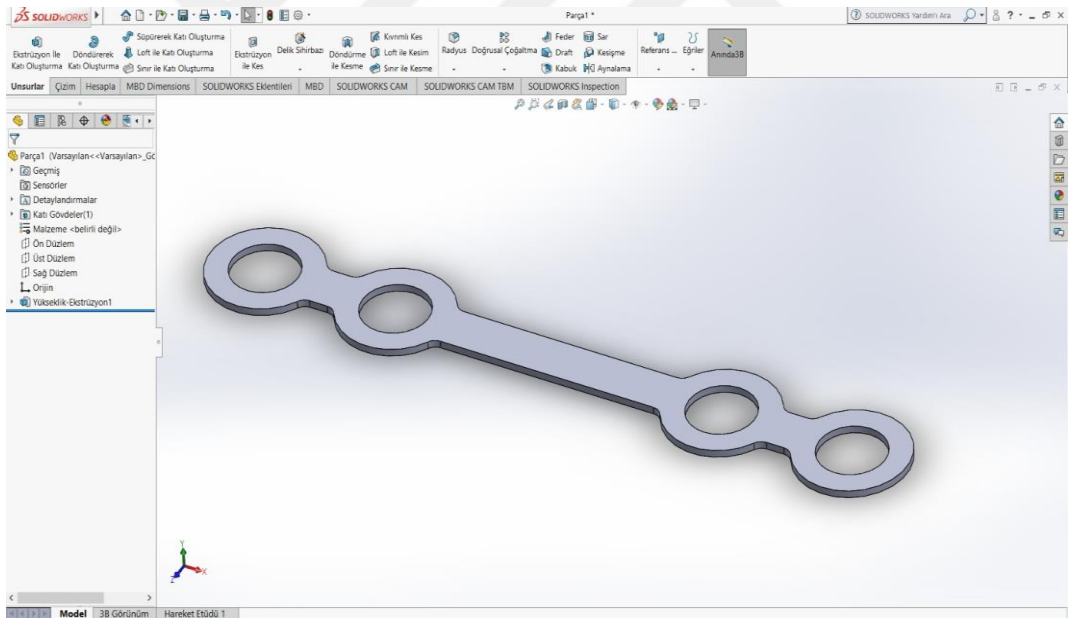


Şekil 3.15 : Model 1'de molar diş pozisyonu, Model 2'de SSRO ile mandibula 5 mm ilerletildikten sonra molar diş pozisyonu.

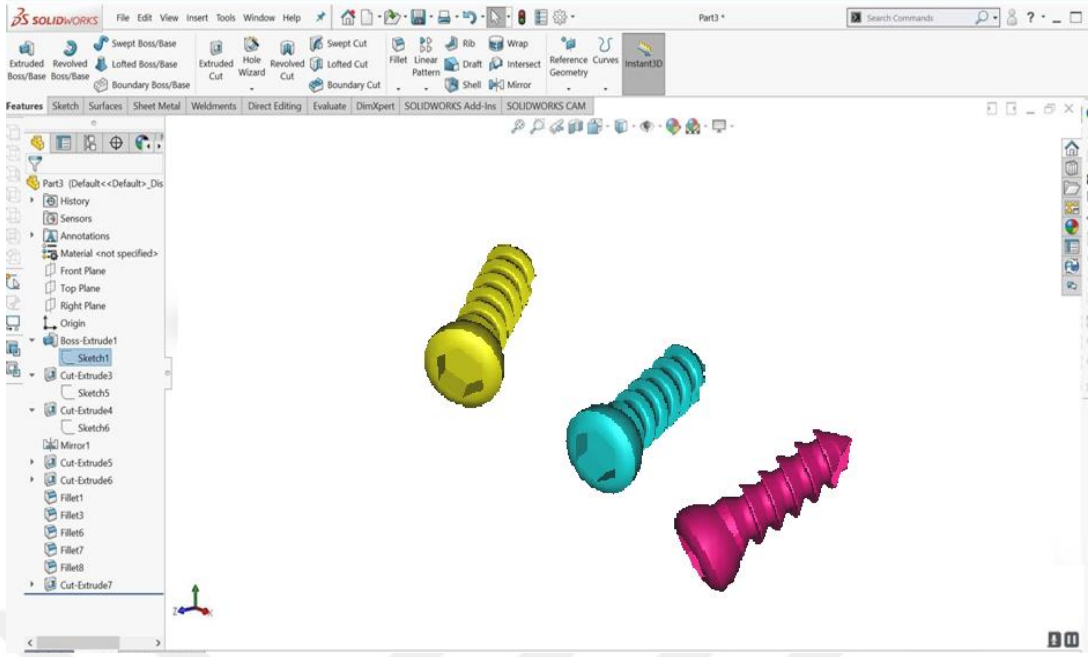


Şekil 3.16 : Model 1’de molar diş pozisyonu, Model 4’te SSRO ile mandibula 10 mm ilerletildikten sonra molar diş pozisyonu.

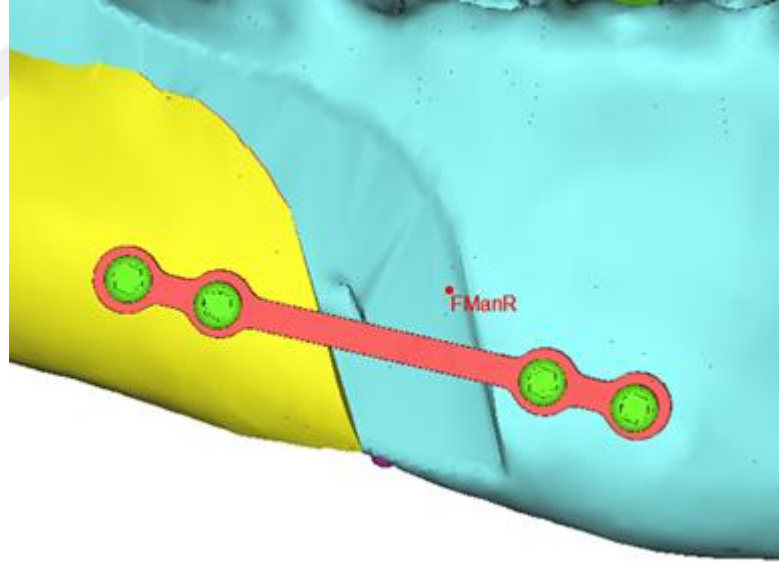
Tüm modellerimizde SSRO sonrası fiksasyon için kullandığımız miniplak (Şekil 3.17) ve vida (Şekil 3.18) görselleri ve fiksasyon sisteminin modellere uygulanışı (Şekil 3.19) aşağıdaki gibidir.



Şekil 3.17 : Solidworks yazılımında hazırlanan fiksasyon plağı.



Şekil 3.18 : Solidworks yazılımında hazırlanan fiksasyon vidaları.



Şekil 3.19 : Modellerde kullanılacak olan miniplak ve 5 mm vida.

3.2 Modellerin Ağ Yapısının Oluşturulması

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi için İşlemler MSİ marka ,İntel Core İ5 işlemcili yüklü belleği 14 GB, 64 bit işletim sistemine sahip bilgisayarda yapılmıştır.

Modeller, CATIA ve SOLIDWORKS (vida ve plaklar) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL formatında ANSYS WORKBANCH yazılımına aktarılmıştır.

STL formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı diğer kullanılan programlarla kıyaslandığında minimum olarak kabul edilmiştir. ANSYS WORKBANCH yazılımı ile tüm bileşenler birbiri ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ve mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının ve kullanılan malzemelerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Çalışmamızda kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve Posison oranı

Materyal	Young'smodulu (GPa)	Posison oranı
Ti-6Al-4V	103,4	0,35
Trabekuler kemik	1,37	0,30
Kortikal kemik	13,7	0,30
Dişler	20,90	0,30

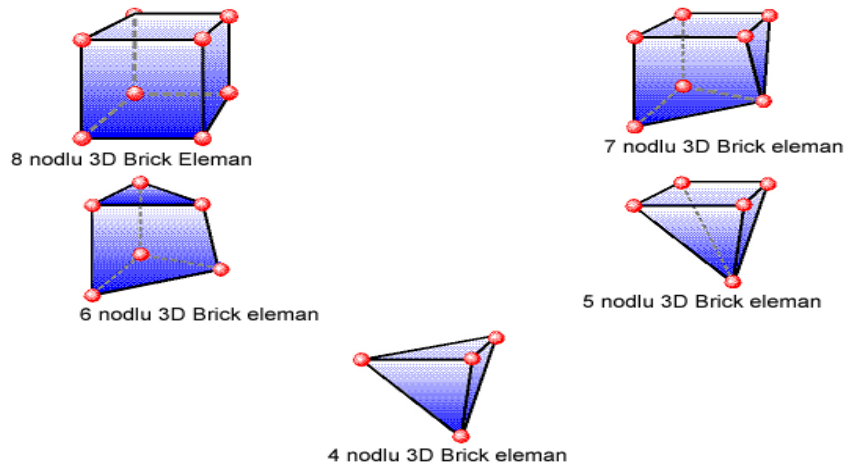
SEA kullanılan düğüm nokta sayısı ve eleman sayısı arttıkça analizin doğruluğu artmaktadır. Ancak düğüm nokta sayısı ve eleman sayısı arttıkça çözüm süreleri uzamaktadır. Çok uzun süreli çözümlerde bilgisayar kaynakları yeterli olmadığından çözüm imkansız hale gelebilmektedir. Belli bir eleman boyutundan sonra sonuçlardaki değişim çok küçük oranlarda kalmaktadır. Bu nedenle bizim çalışmamızda, streslerin inceleneceği bölgelerdeki eleman ve düğüm sayısını arttırmak için küçük boyutlarda elemanlar, diğer tüm bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için büyük boyutlarda elemanlar kullanılmıştır. SEA modeli oluşturmak için en yüksek 4.0 mm ve en düşük 0.5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır. Eleman ağı oluşturulurken önemli

bölgelerde diğer bölgelere kıyasla düğüm noktası ve eleman bakımından daha yoğun şekilde modellenmiştir. SEA modelini oluşturan parçaların birbirlerine bağlantısı “glue” bağlantı modeliyle oluşturulmuştur. Bu modelde birbirine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı kurarak yük aktarımını sağlamaktadır. SEA sonuçlarının, gerçek rakamlara yakın ve hatasız olması için element sayısı ve nodüllerinin yüksek olması gereklidir.

Sonlu elemanlar analizlerinin yapılabilmesi için modelin sabitlenmesi gerekmektedir. Bu sebeple modelin uygun yerlerindeki serbestlik dereceleri kısıtlanmalıdır. Tüm malzeme özellikleri ve serbestlik dereceleri atandıktan sonra ortaya çıkan sonlu elemanlar modeli çözümlenmesi için ANSYS yazılımı kullanılmıştır.

3.3 Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

SOLID programında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak ANSYS WORKBENCH yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modellere çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.



Şekil 3.20 : Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sistemi.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer

olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Her bir parçanın SEA modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları aşağıda verilmiştir. Modelin tamamında 411201 düğüm noktası ve tamamı Bricks ve Tetrahedra olmak üzere 3879967 eleman bulunmaktadır.

Tablo 3.2 : Model 1'in eleman ve nod sayısı.

PARCA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	255776	15160
FOSSA	343067	20394
MİNİPLAK	100642	28241
DISLER	75895	18304

Tablo 3.3 : Model 2'nin eleman ve nod sayısı.

PARCA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	256837	15287
FOSSA	343067	20394
MİNİPLAK	100642	28241
DISLER	75895	18304

Tablo 3.4 : Model 3'ün eleman ve nod sayısı.

PARCA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	256941	15388
FOSSA	343067	20394
MİNİPLAK	100642	28241
DISLER	75895	18304

Tablo 3.5 : Model 4'ün eleman ve nod sayısı.

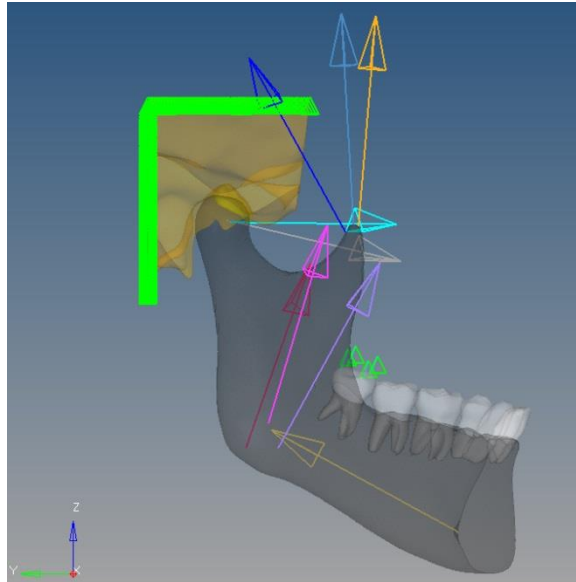
PARCA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	256417	15254
FOSSA	343067	20394
MİNİPLAK	100642	28241
DISLER	75895	18304

Tablo 3.6 : Model 5'in eleman ve nod sayısı.

PARCA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	255776	15417
FOSSA	343067	20394
MİNİPLAK	100642	28241
DISLER	75895	18304

3.4 Sınır Koşulları

Oluşturulan model alt çene kondil bölgesinden ve kronun üst yüzeyinden her DOF (Degree of freedom)'ta sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



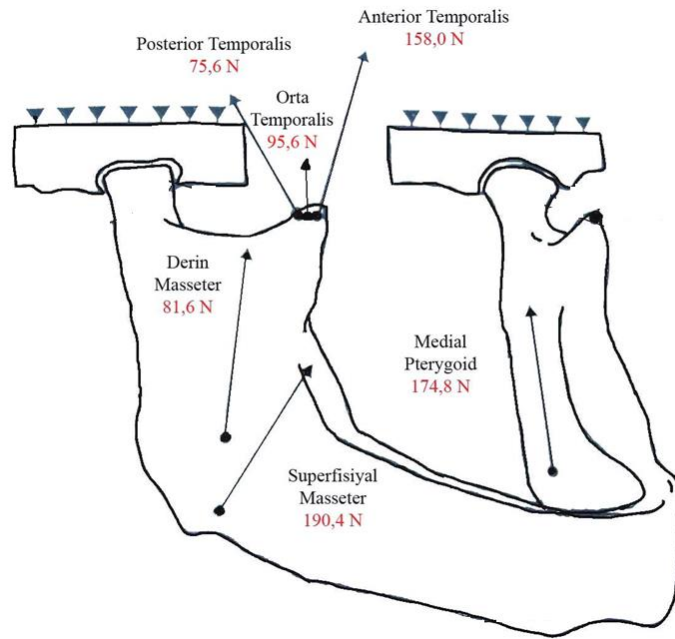
Şekil 3.21 : Sonlu eleman modelinde sınır ve yükleme koşulların uygulanması.

3.5 Yükleme Koşulları

Çiğneme kasları, anatomik veriler ışığında bu alanda birçok çalışmanın referans aldığı değerler kullanılarak, üç boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere anatomik kuvvet vektörleri yerleştirilerek, bu vektörlerle ilgili kuvvet büyüklükleri atanmıştır (Tablo 3.7).

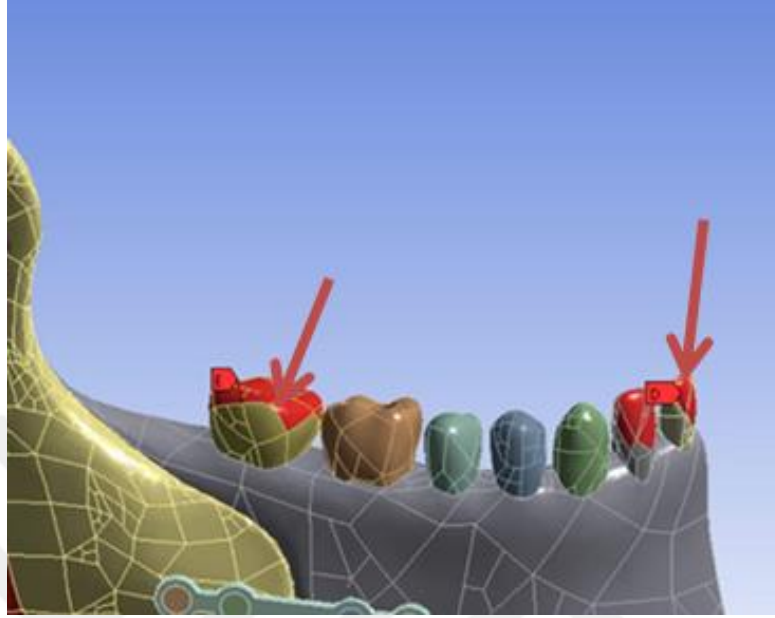
Tablo 3.7 : Üç boyutlu modele atanan kas kuvvetleri.

KASLAR	KUVVET (N)
<i>Superficial Masseter</i>	190.4
<i>Derin Masseter</i>	81.6
<i>Medial Pterygoid</i>	174.8
<i>Anterior Temporalis</i>	158.0
<i>Orta Temporalis</i>	95.6
<i>Posterior Temporalis</i>	75.6



Şekil 3.22 : Üç boyutlu modele atanan çene kaslarının uyguladığı kuvvet miktarı ve uygulanma noktaları.

Ferrario ve ark.'nın yaptığı çalışmaya dayanarak mandibulada anterior ısırma kuvvetlerini simüle etmek için birinci kesici dişe 93 N, posterior çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için birinci molar dişe 234 N kuvvet uygulanmıştır [61].



Şekil 3.23 : 1. molar ve 1. kesici dişe uygulanan kuvvetlerin yönü.

3.6 Analizlerin Yapılması Ve Sonuçların Alınması

Üç boyutlu elemanlarda stres değerinin en büyük olduğu durum kesme stresi bileşenlerinin sıfır olduğu durumdur. Bir eleman bu durumda iken normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Maksimum asal stres en yüksek gerilme stresini simgeler ifade eder ve değeri pozitifdir. Minimum asal stres en yüksek baskı stresini simgeler ve değeri negatiftir. Von Mises stres çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Analiz sonuçlarında çekme stresleri artı değerler ile basma stresleri eksi değerler ile belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışma modellerinde mandibuler kondil başında maksimum ve minimum asal gerilimler ve Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. Modeller hazırlandıktan sonra yükleme koşulları uygulanmıştır.

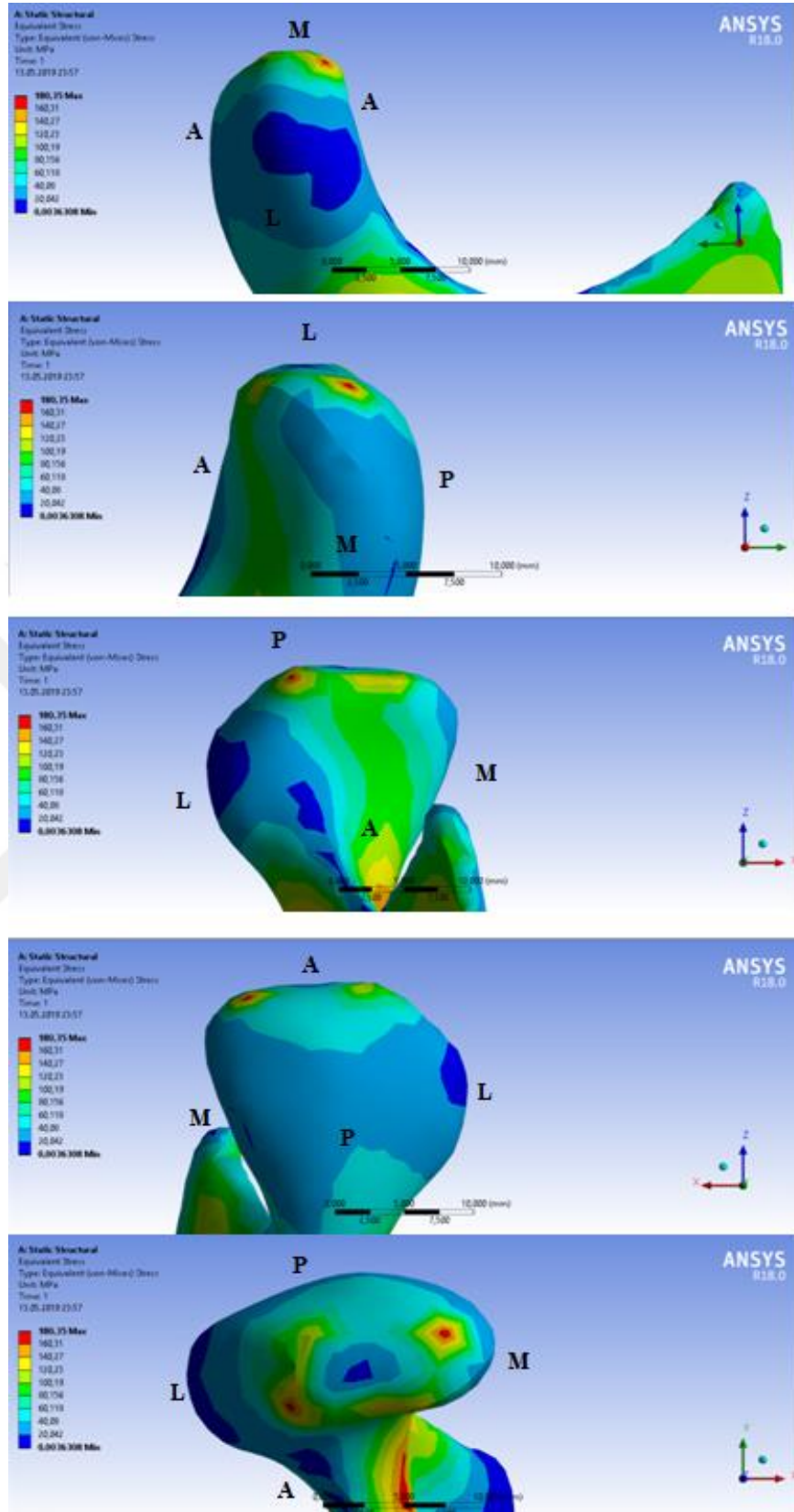
Von Mises stresi model üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılmaktadır Minimum asal gerilmeler (Pmin) modelde basma tipi gerilmeleri gösterir. Negatif değer ile ifade edilir. Maksimum asal gerilmeler (Pmax) ise modelde meydana gelen en yüksek çekme tipi gerilmeleri gösterir.

4.1 Model 1

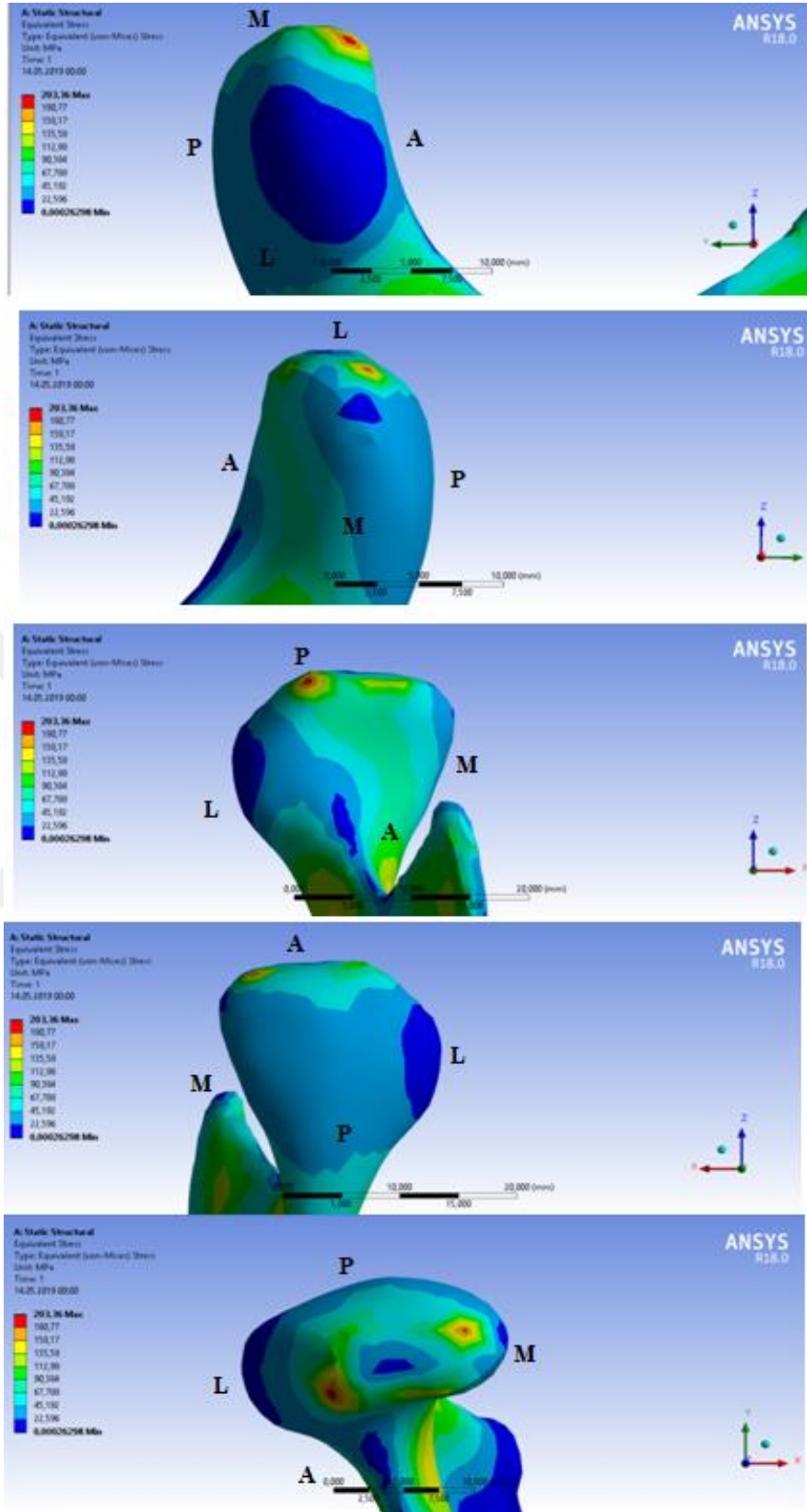
Model 1'de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının antero-superiorunda ve medialinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 180.35 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının antero-superioru ve medialinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 203.36 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.2).

Model 1'de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax (maksimum asal gerilim) incelendiğinde kondil başının superiorunda en yüksek 158.37 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.3). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde en yüksek kondil başının antero-superiorunda olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 200.84 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.4)

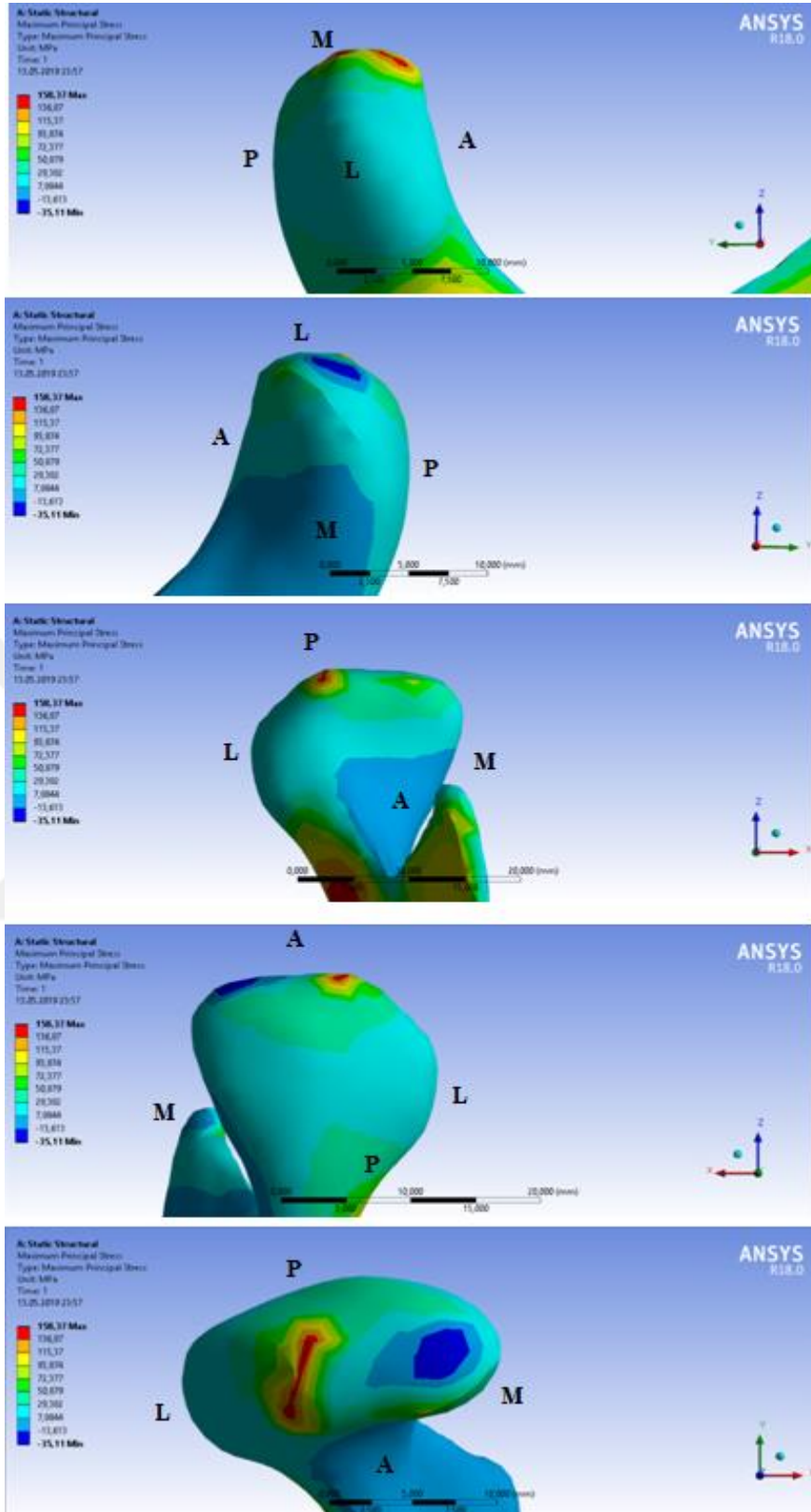
Model 1'de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin (minimum asal gerilim) kondil başının superioru ve medialinde en düşük -230.55 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.5). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının superioru ve medialinde en düşük -251.53 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6).



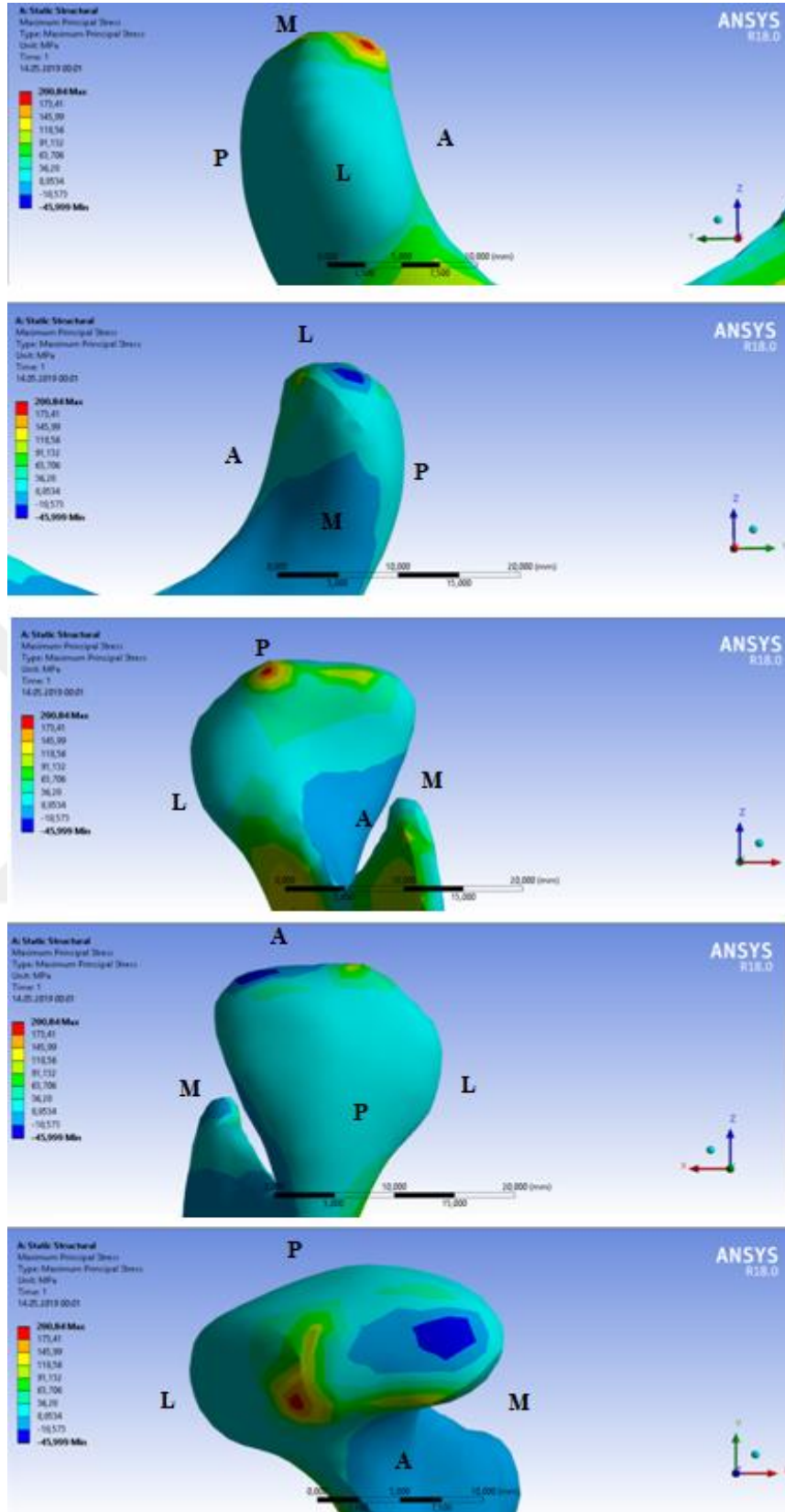
Şekil 4.1 : Model 1’de ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



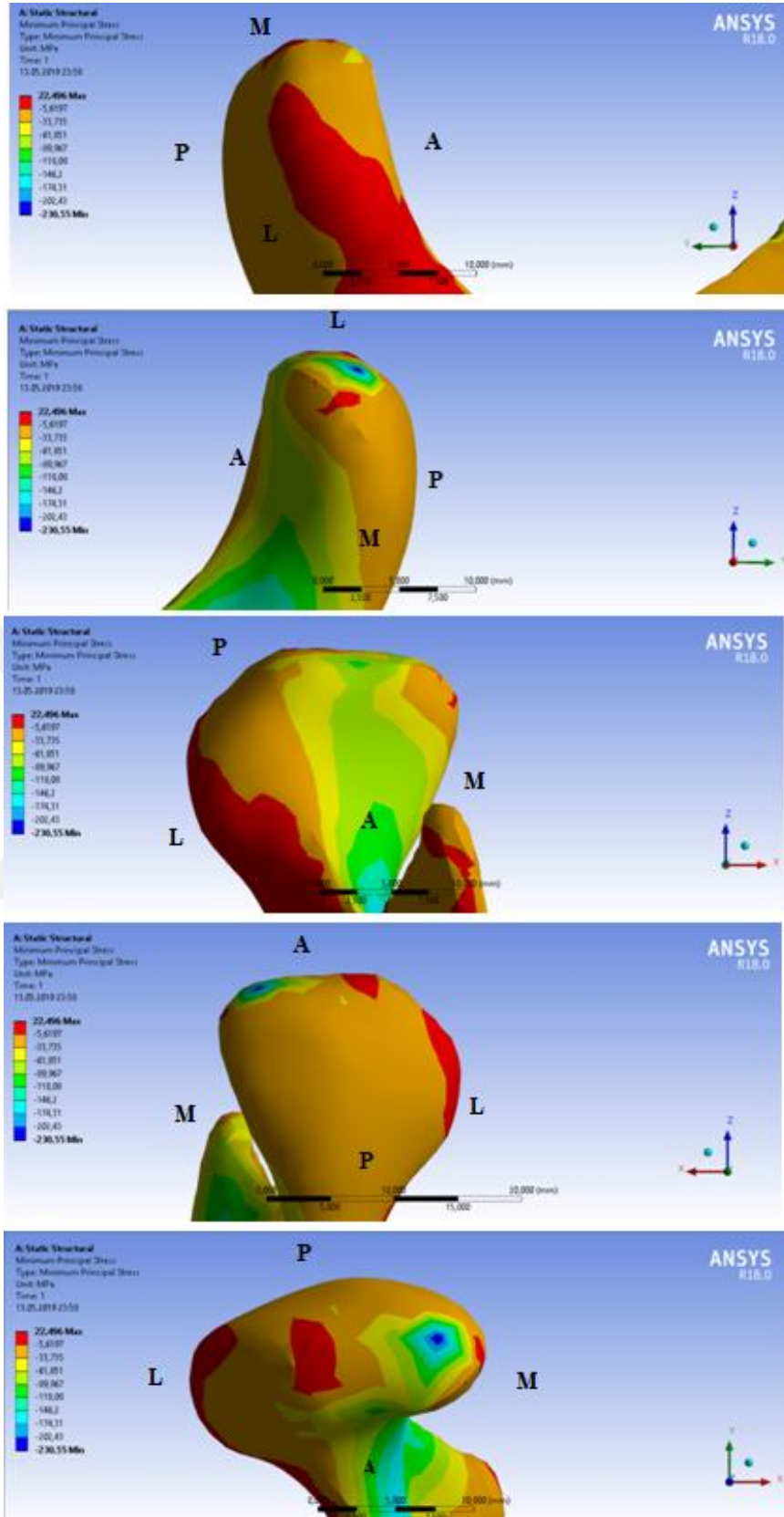
Şekil 4.2 : Model 1’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



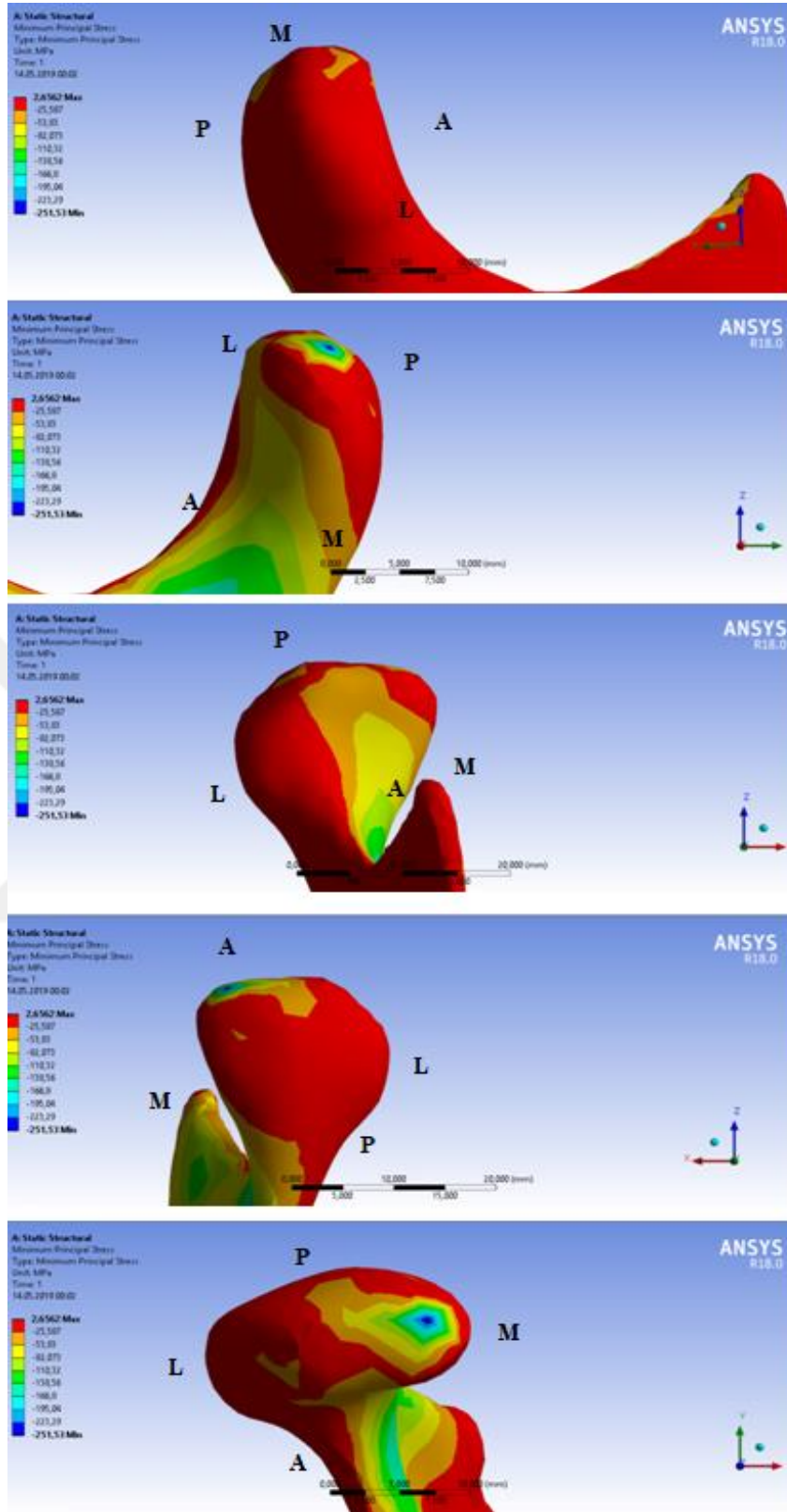
Şekil 4.3 : Model 1’de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.4 : Model 1’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.5 : Model 1’de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.



Şekil 4.6 : Model 1’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.

Tablo 4.1 : Model 1’de ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.

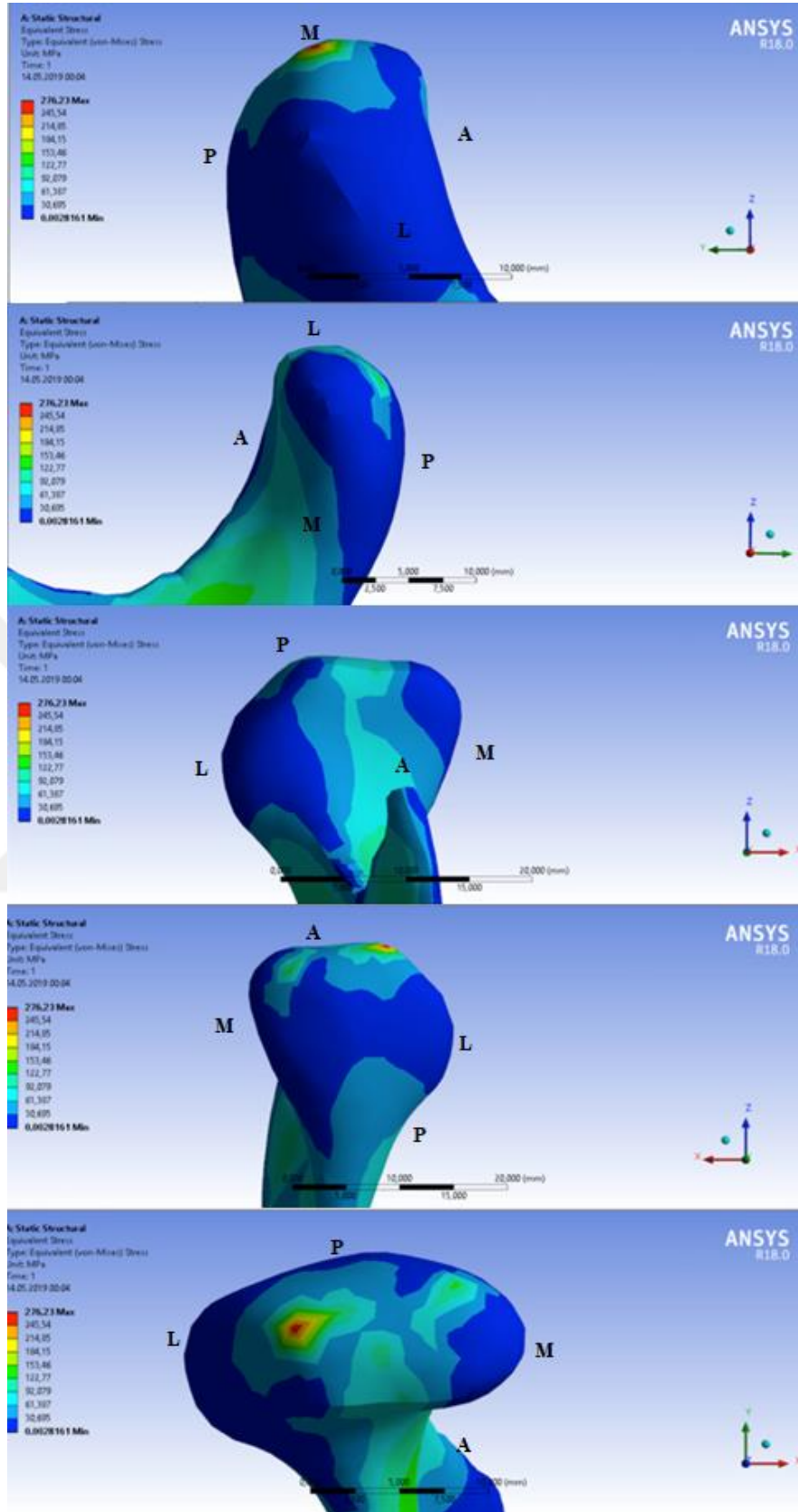
Model 1	Von Mises	Pmax	Pmin
<i>Isırma (93 N)</i>	180.35 MPa	158.37 MPa	-230.55 MPa
<i>Çiğneme (234N)</i>	203.36 MPa	200.84 MPa	-251.53 MPa

4.2 Model 2

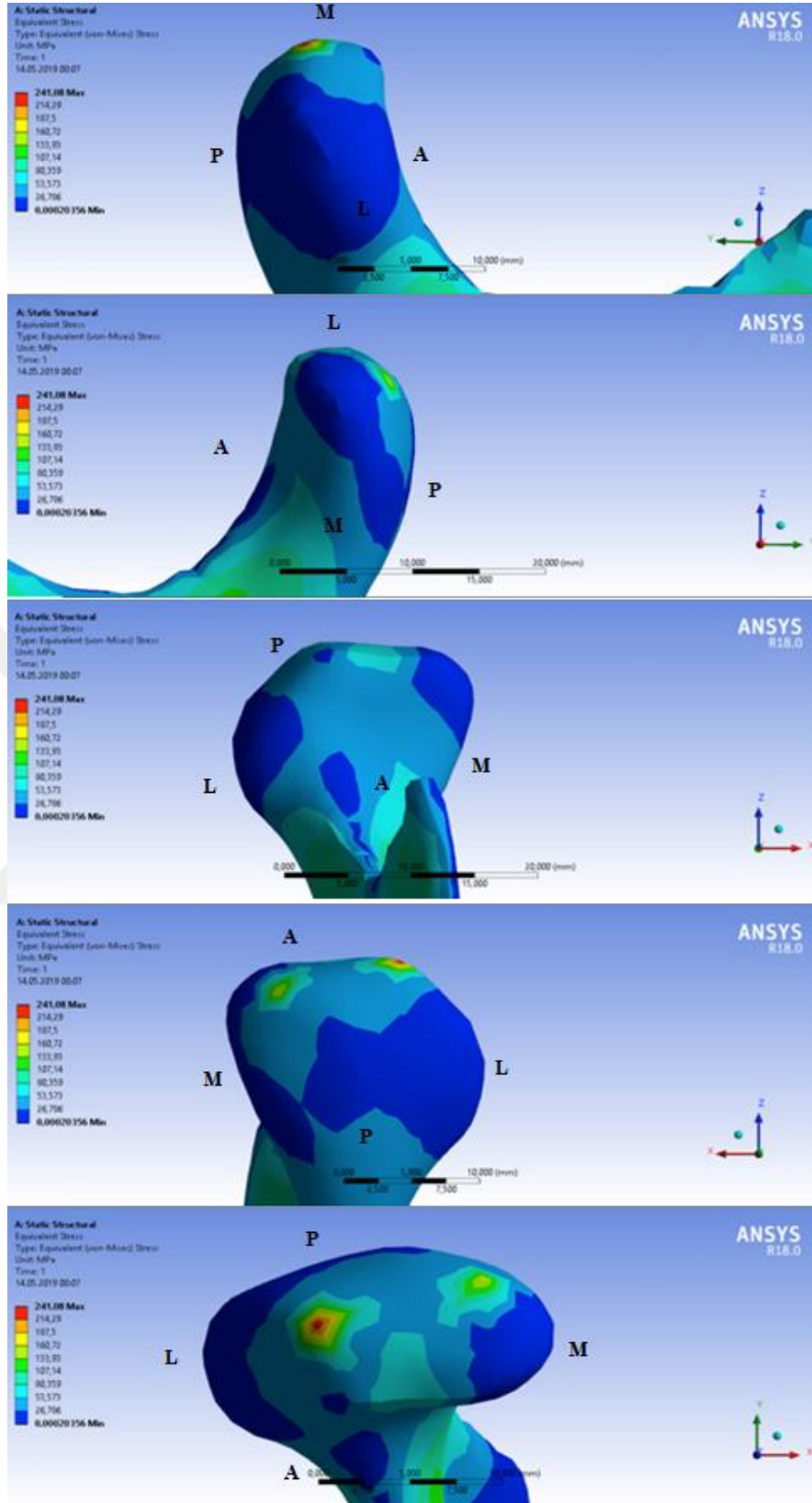
Model 2’de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının superiorunda oluştuğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 276.23 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.7) Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının superiorunda oluştuğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 241.08 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.8).

Model 2’de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde kondil başının superiorunda en yüksek 292.53 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.9). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde yüksek kondil başının superiorunda oluştuğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 296.88 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.10)

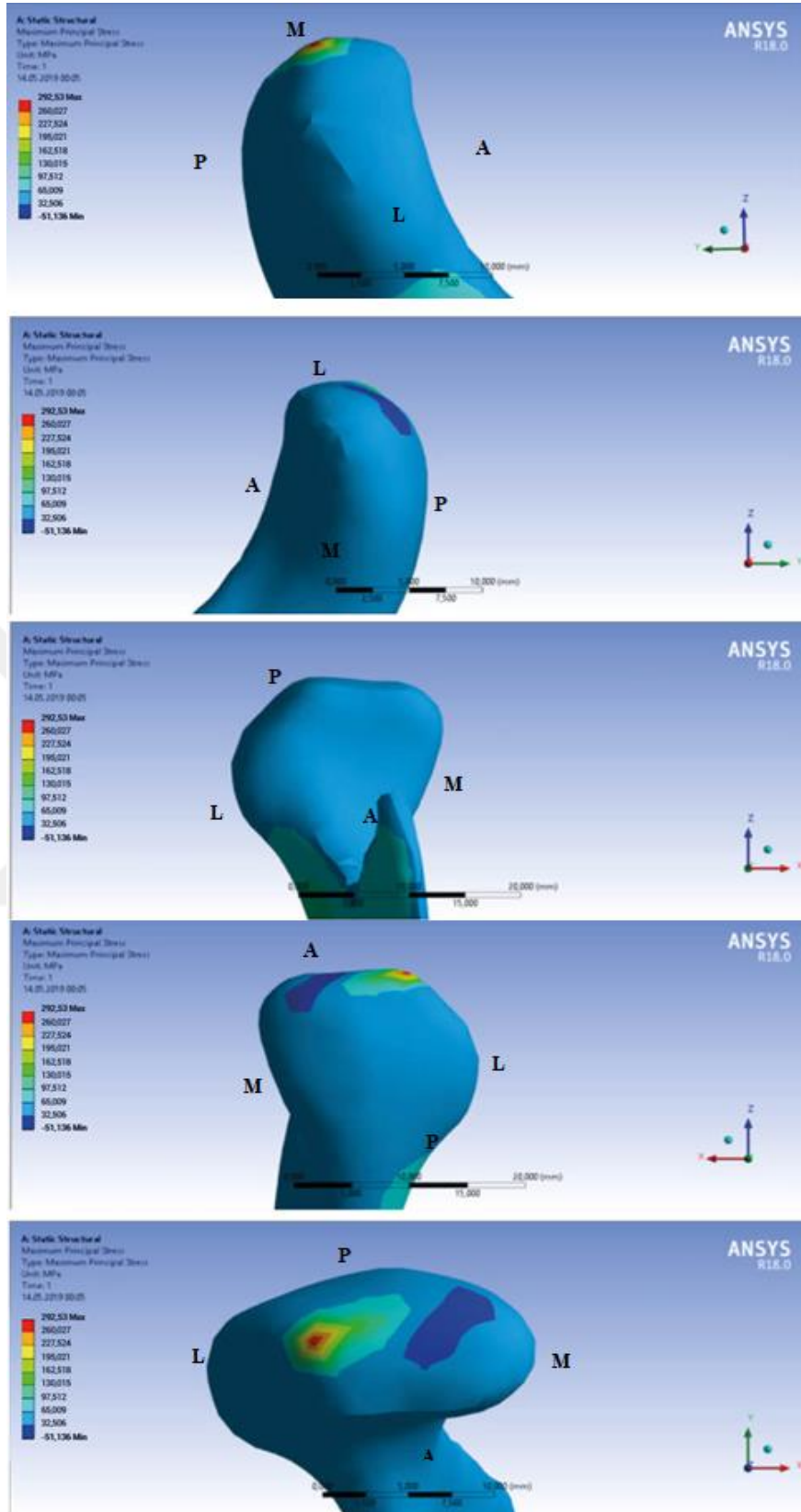
Model 2’de ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superior ve medialinde en düşük -278.01 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superior ve medialinde en düşük -284.33 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.12)



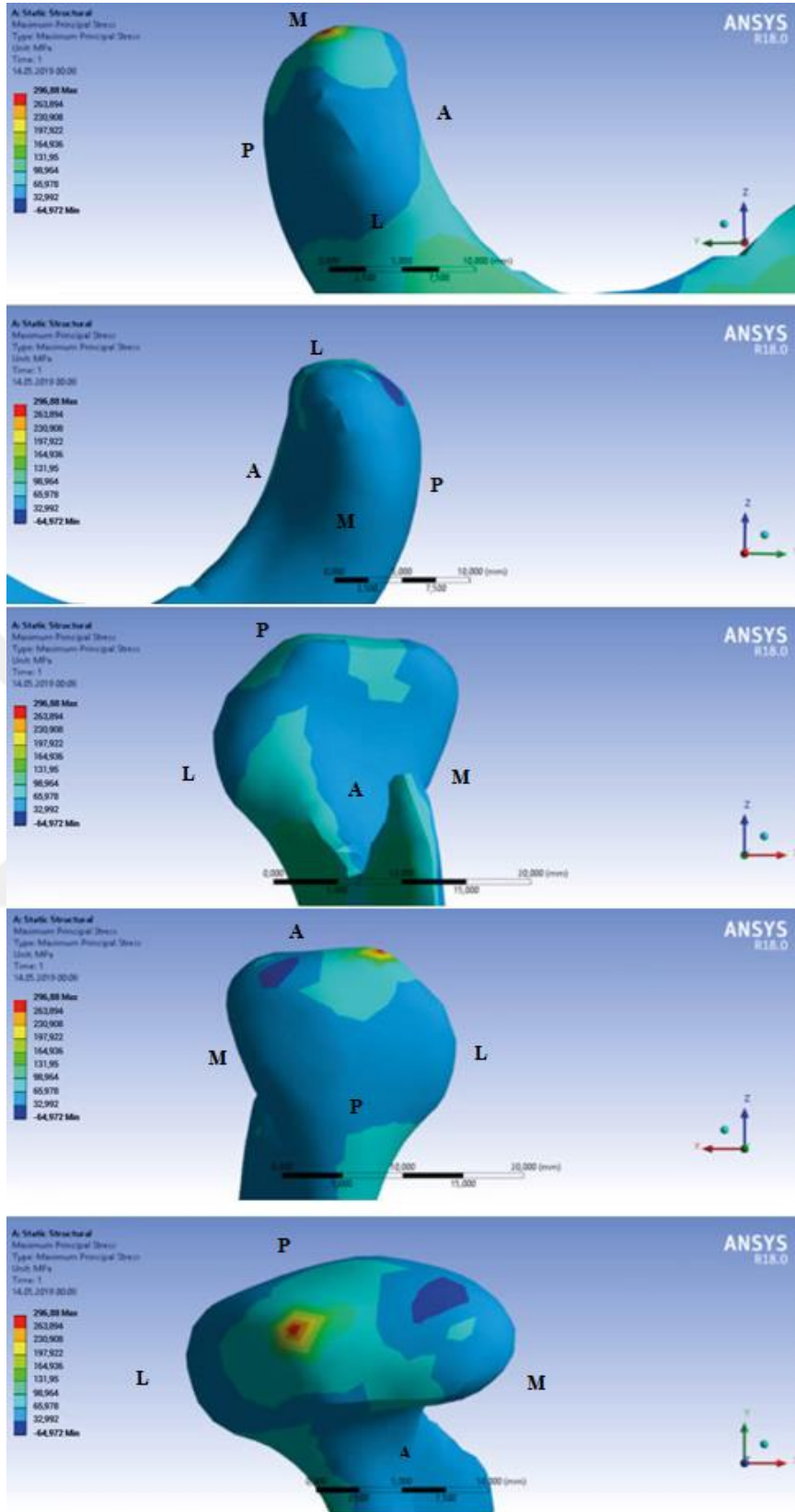
Şekil 4.7 : Model 2’de ısıрма sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



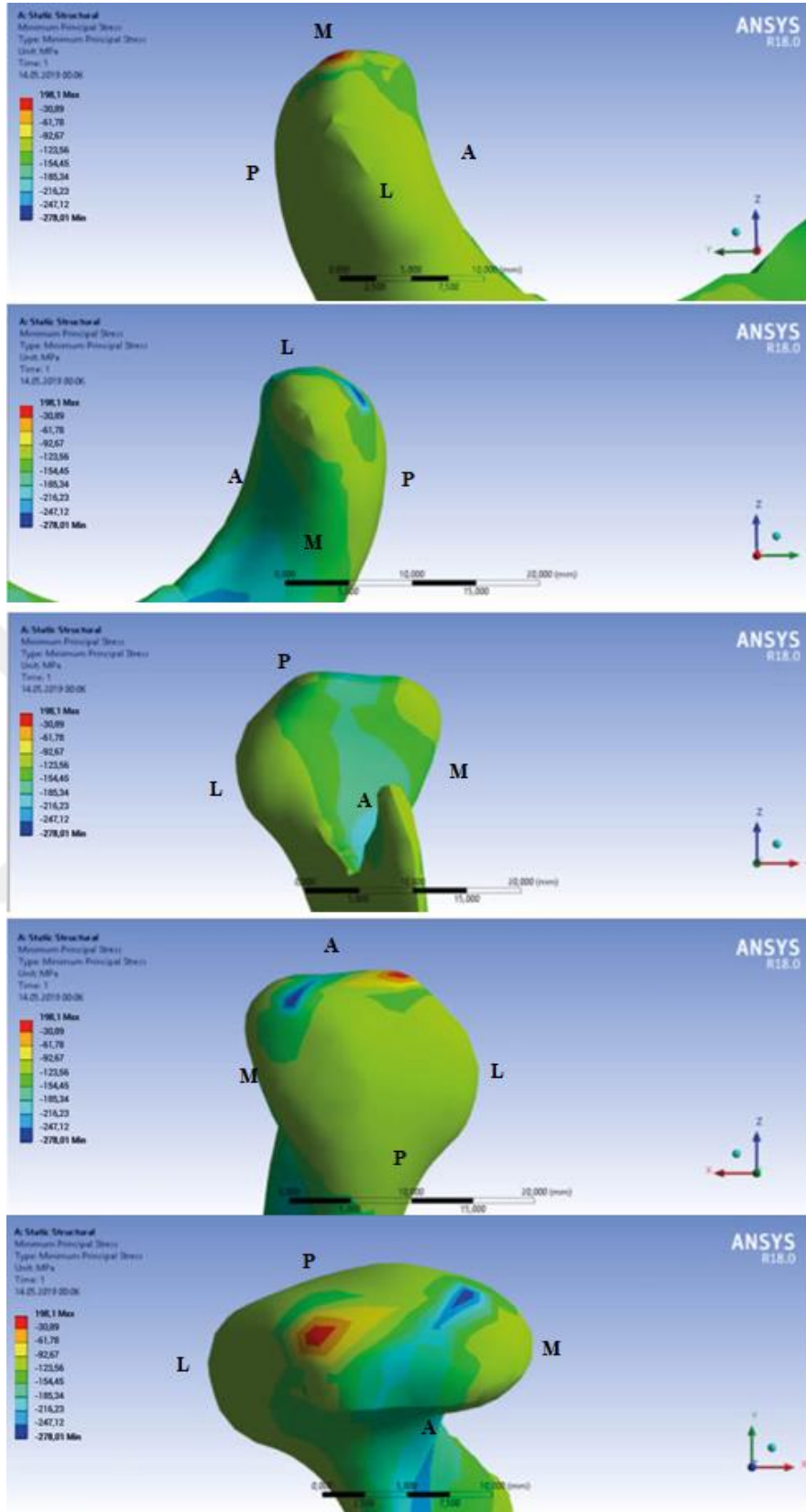
Şekil 4.8 : Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



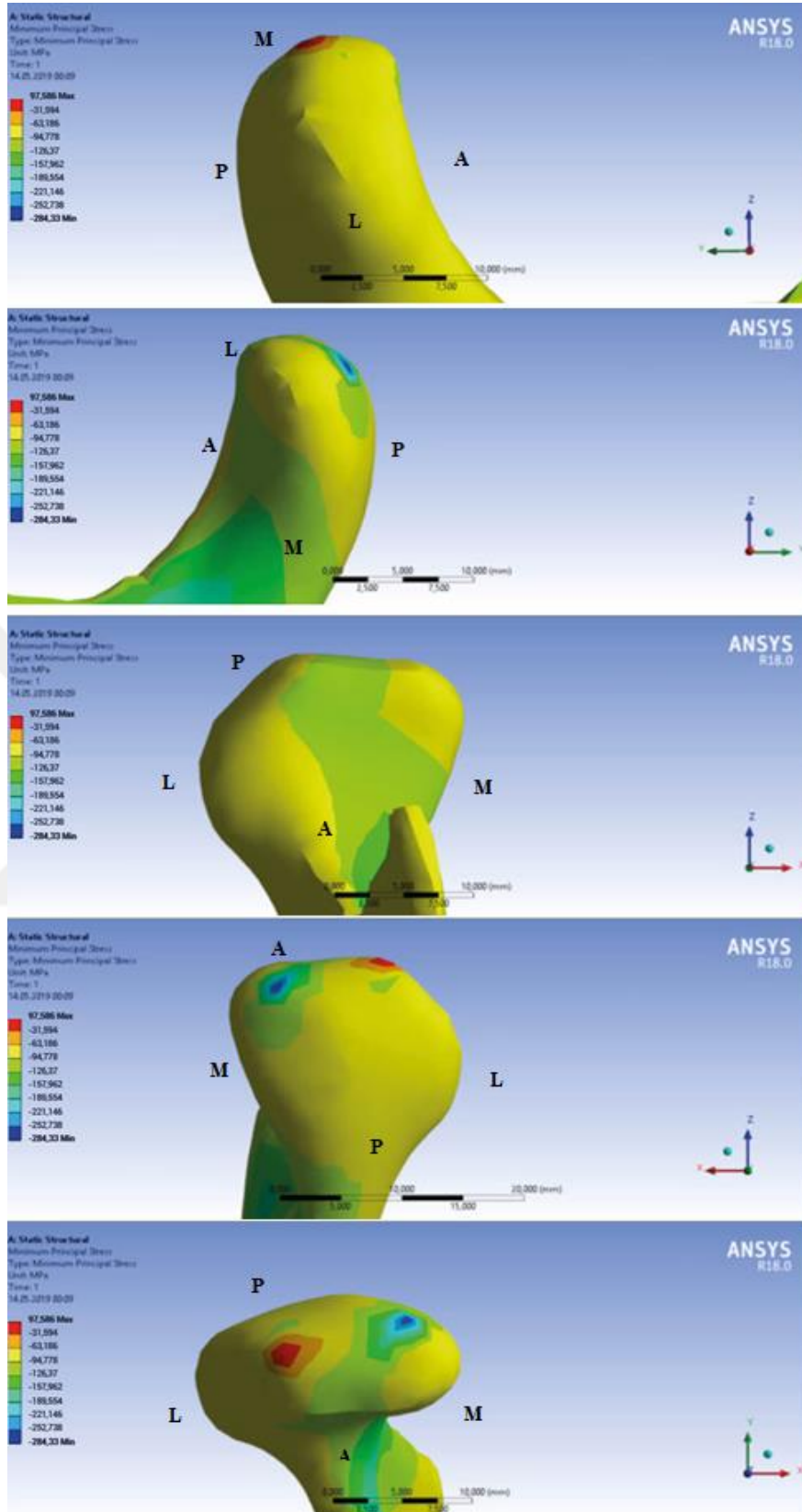
Şekil 4.9 : Model 2’de ısıрма sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.10 : Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.11 : Model 2’de ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.



Şekil 4.12 : Model 2’de çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.

Tablo 4.2 : Model 2’de ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.

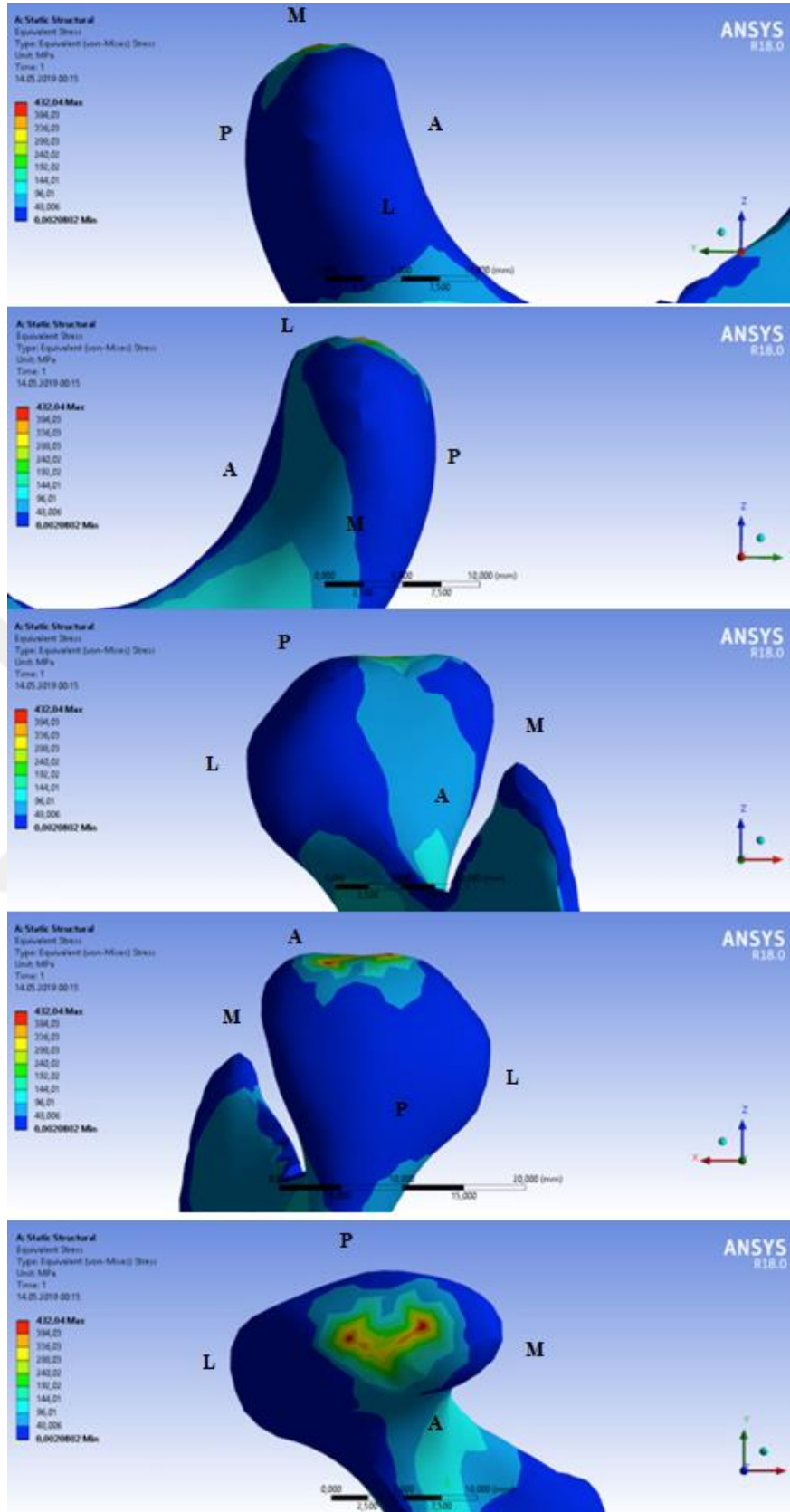
Model 2	Von Mises	Pmax	Pmin
<i>Isırma (93 N)</i>	276.23 MPa	292.53 MPa	-278.01 MPa
<i>Çiğneme (234N)</i>	241.08 MPa	296.88 MPa	-284.33 MPa

4.3 Model 3

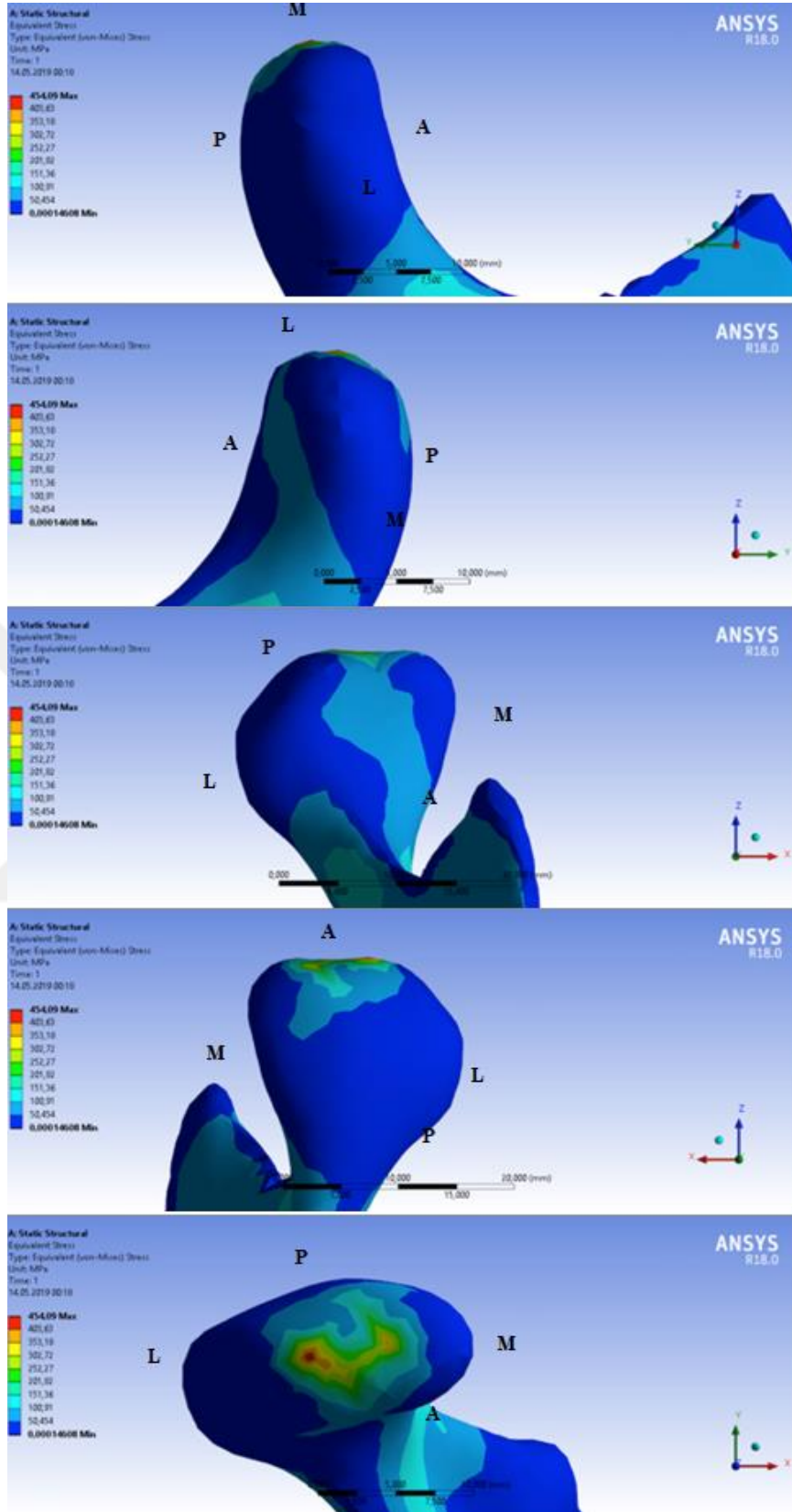
Model 3’te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superioru ve medialinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 432.04 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.13) Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superioru ve medialinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 454.09 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.14).

Model 3’te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde kondil başının superiorunda en yüksek 563.38 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.15). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde en yüksek kondil başının superiorunda olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 606.46 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.16)

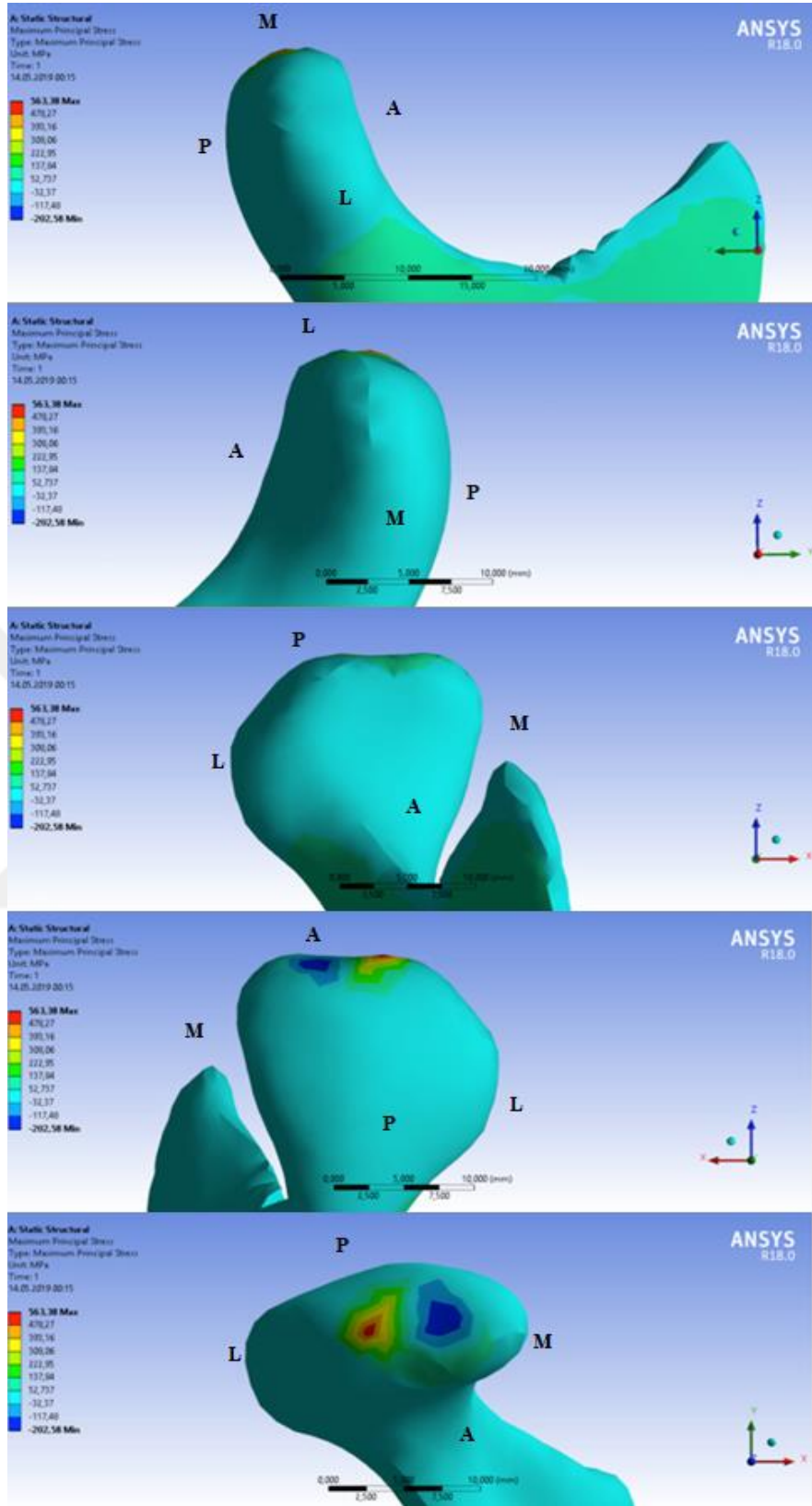
Model 3’te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superioru ve medialinde en düşük -530.23 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.17). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superioru ve medialinde en düşük -534.59 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.18)



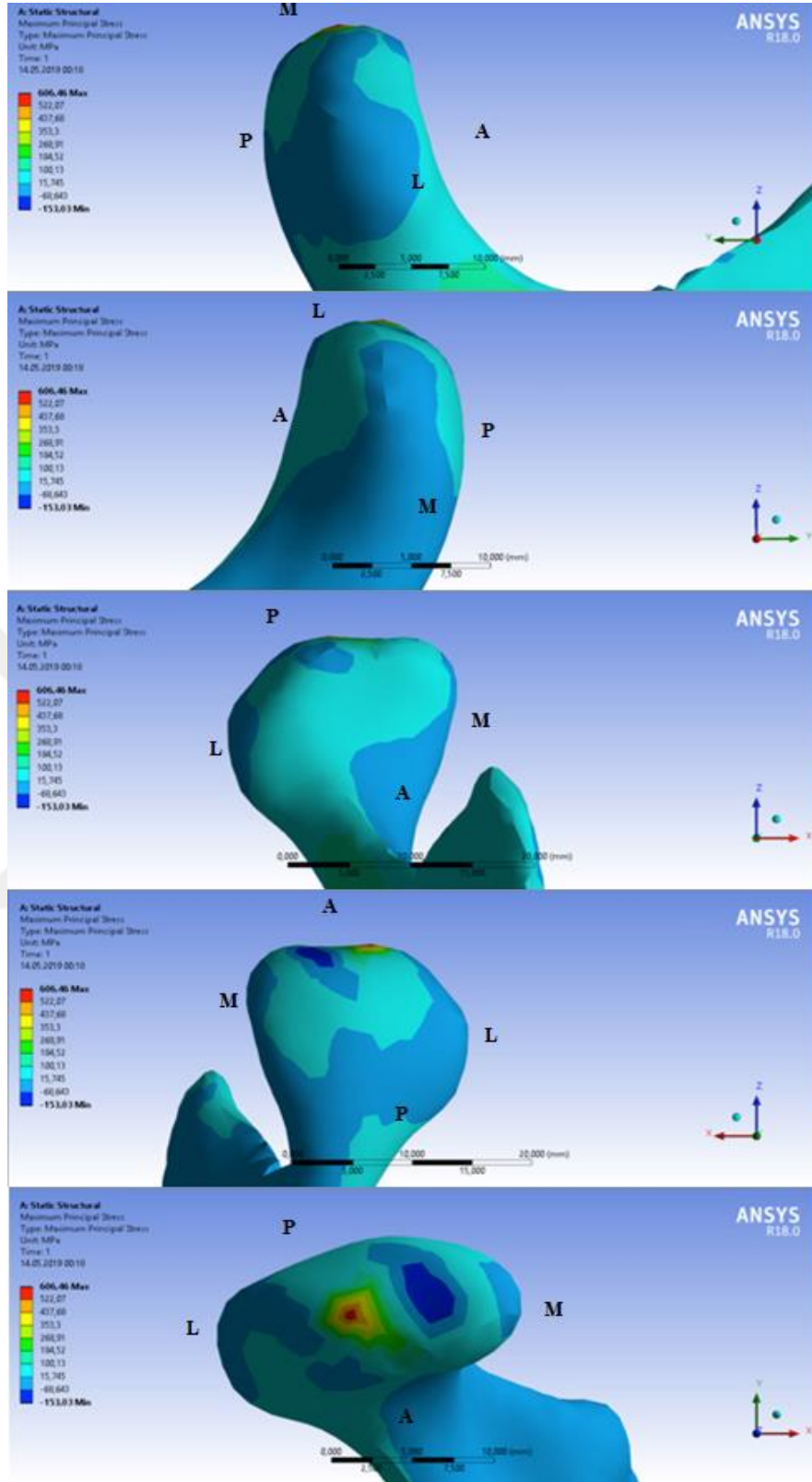
Şekil 4.13 : Model 3'te ısıрма sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



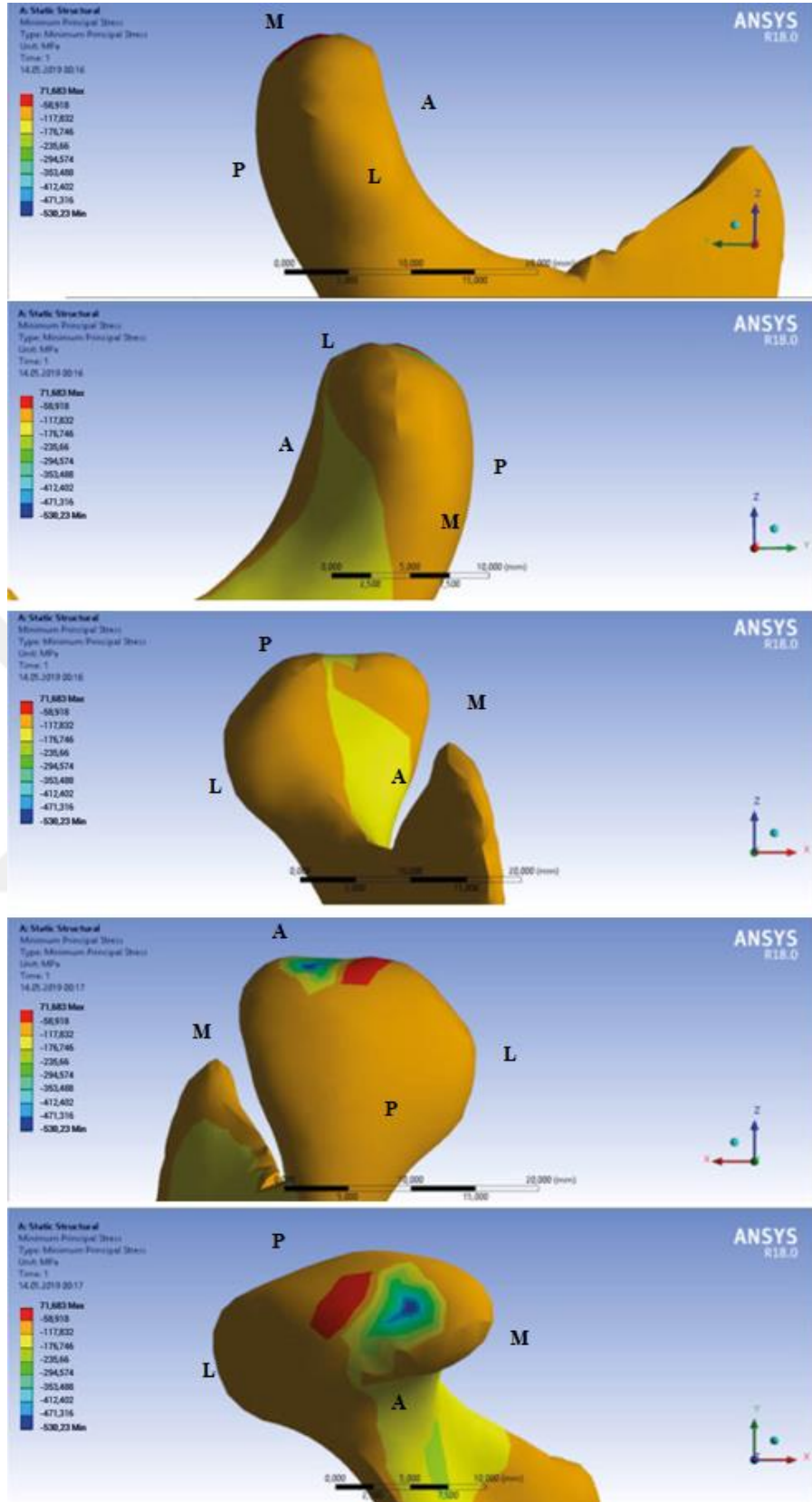
Şekil 4.14 : Model 3'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



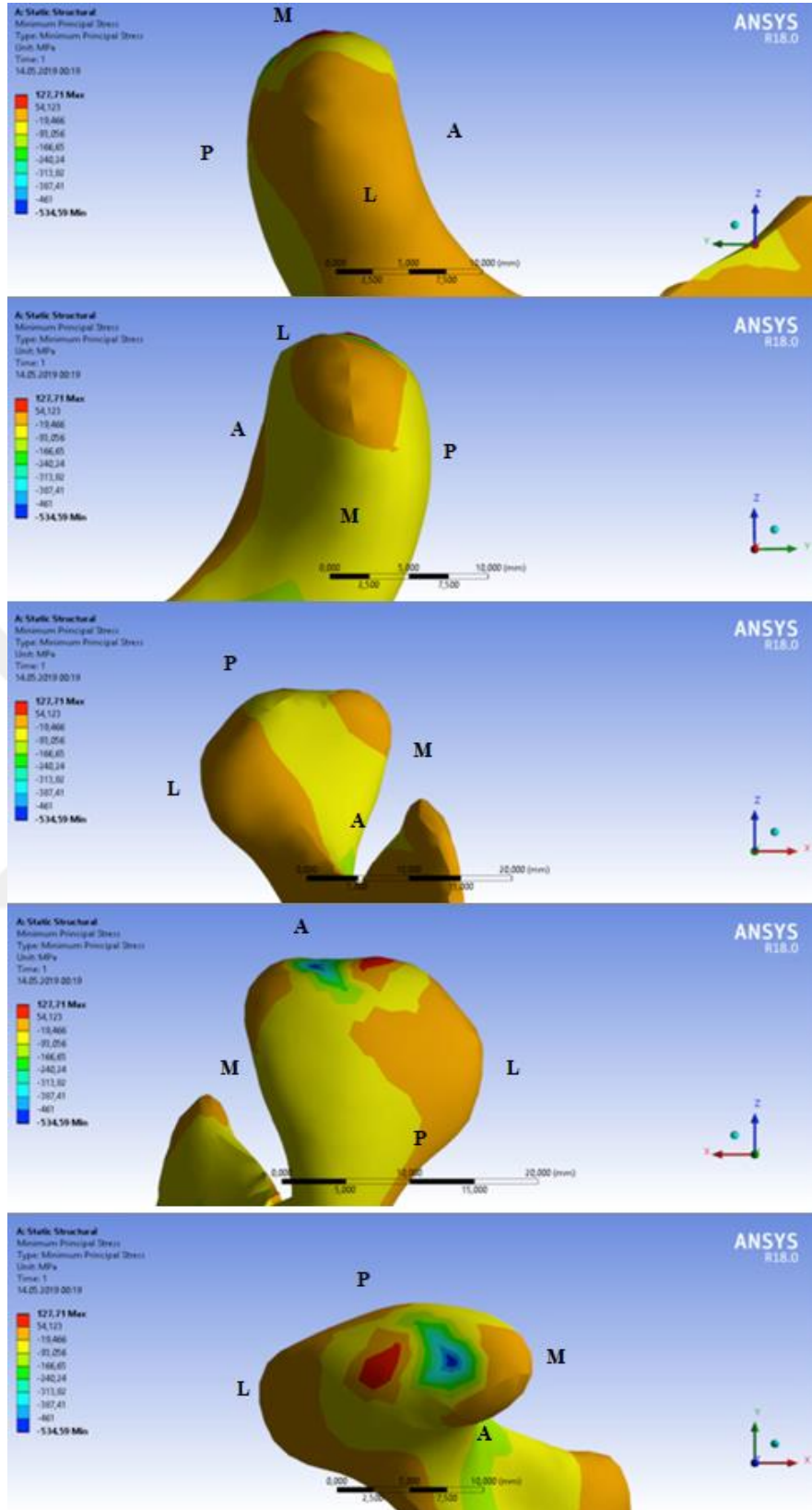
Şekil 4.15 : Model 3'te ısıрма sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.16 : Model 3'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.17 : Model 3'te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.



Şekil 4.18 : Model 3'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.

Tablo 4.3 : Model 3'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.

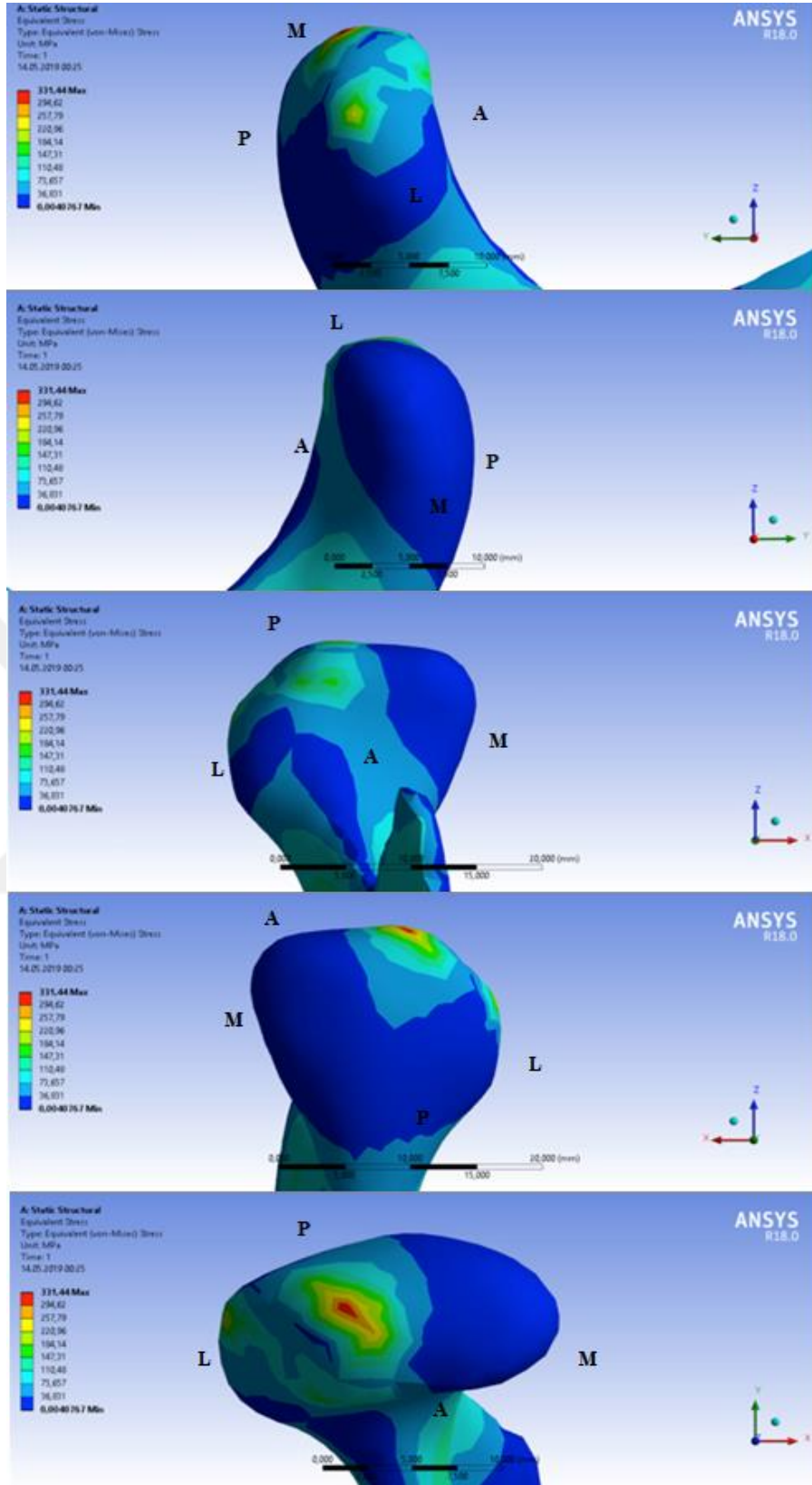
Model 3	Von Mises	Pmax	Pmin
<i>Isırma (93 N)</i>	432.04 MPa	563.38 MPa	-530.23 MPa
<i>Çiğneme (234N)</i>	454.09 MPa	606.46 MPa	-534.59 MPa

4.4 Model 4

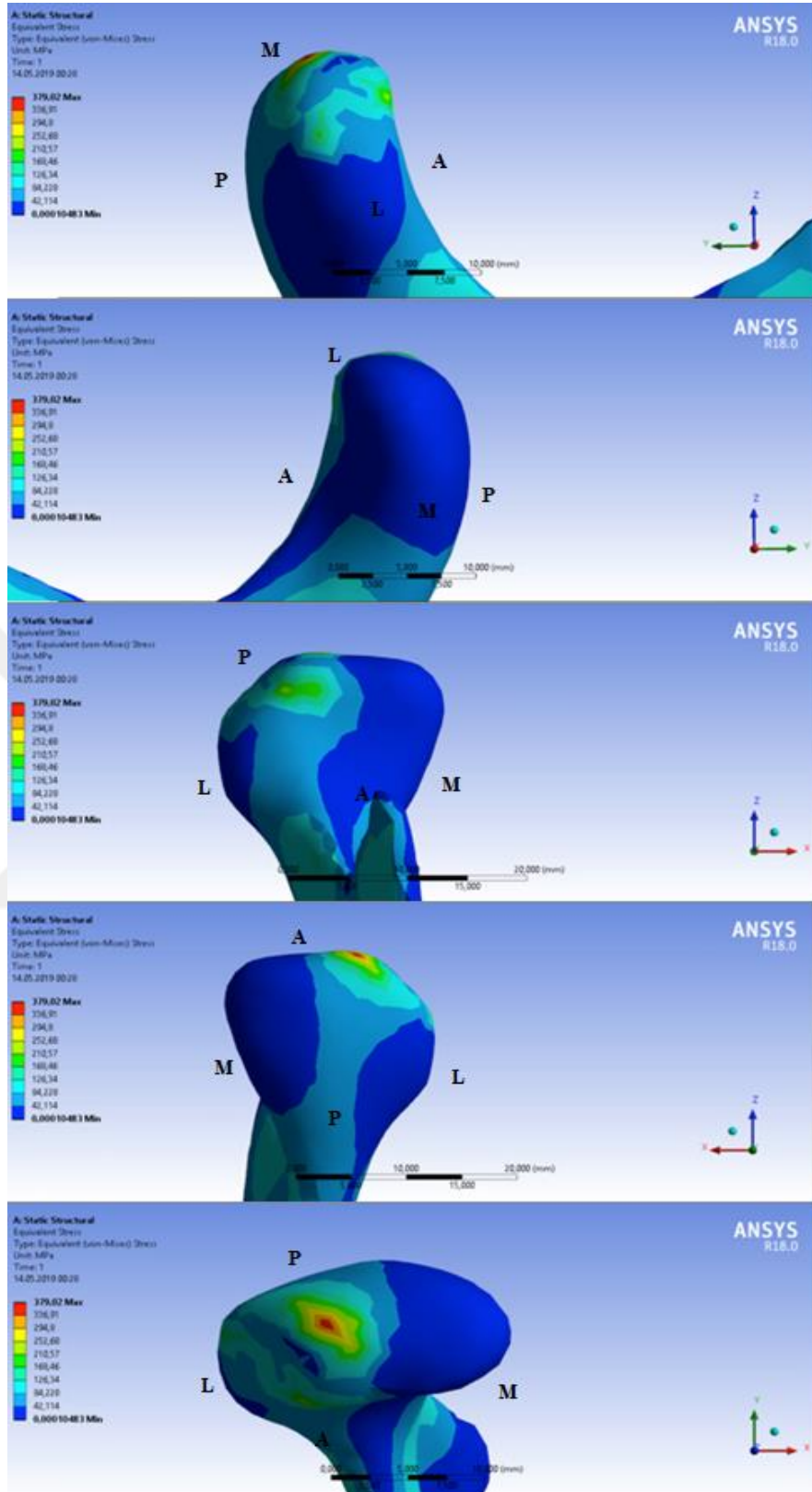
Model 4'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superiorunda ve lateralinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 331.44 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.19). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superioru ve lateralinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 379.02 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.20).

Model 4'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde kondil başının lateralinde en yüksek 423.46 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.21). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde en yüksek kondil başının lateralinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 447.48 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.22).

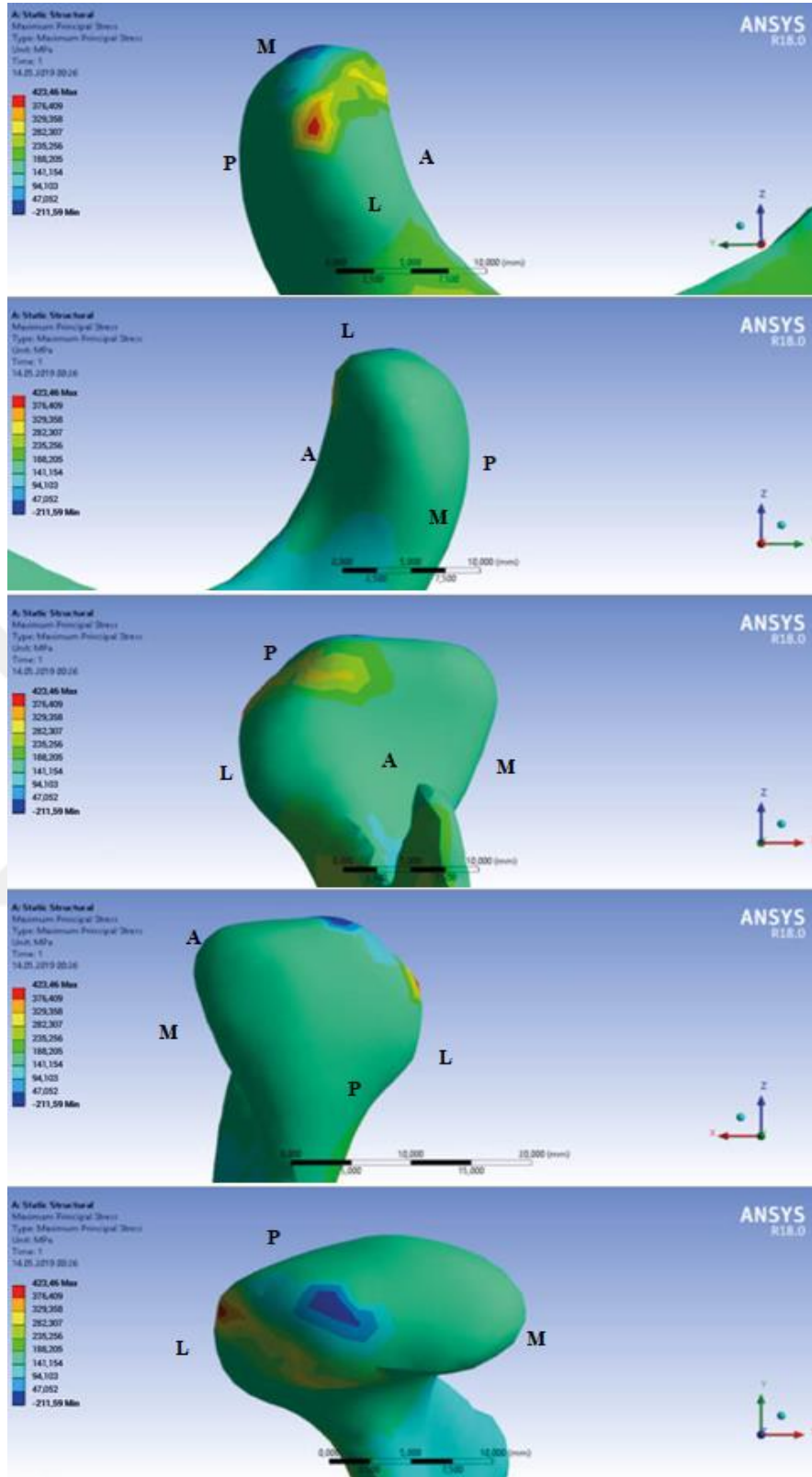
Model 4'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superioru ve lateralinde en düşük -477.99 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superioru ve lateralinde en düşük -547.99 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.24)



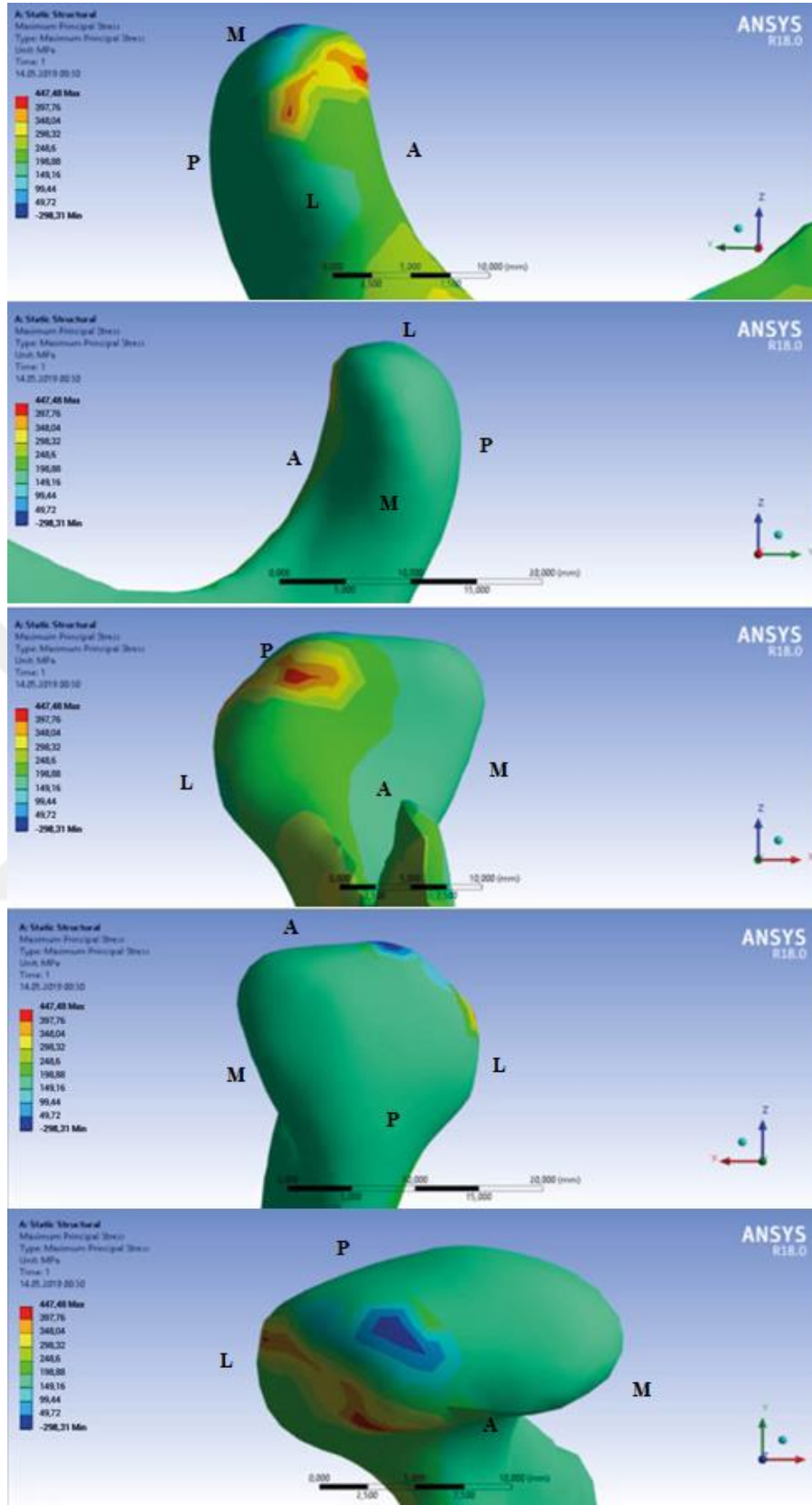
Şekil 4.19 : Model 4’te ısırma sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



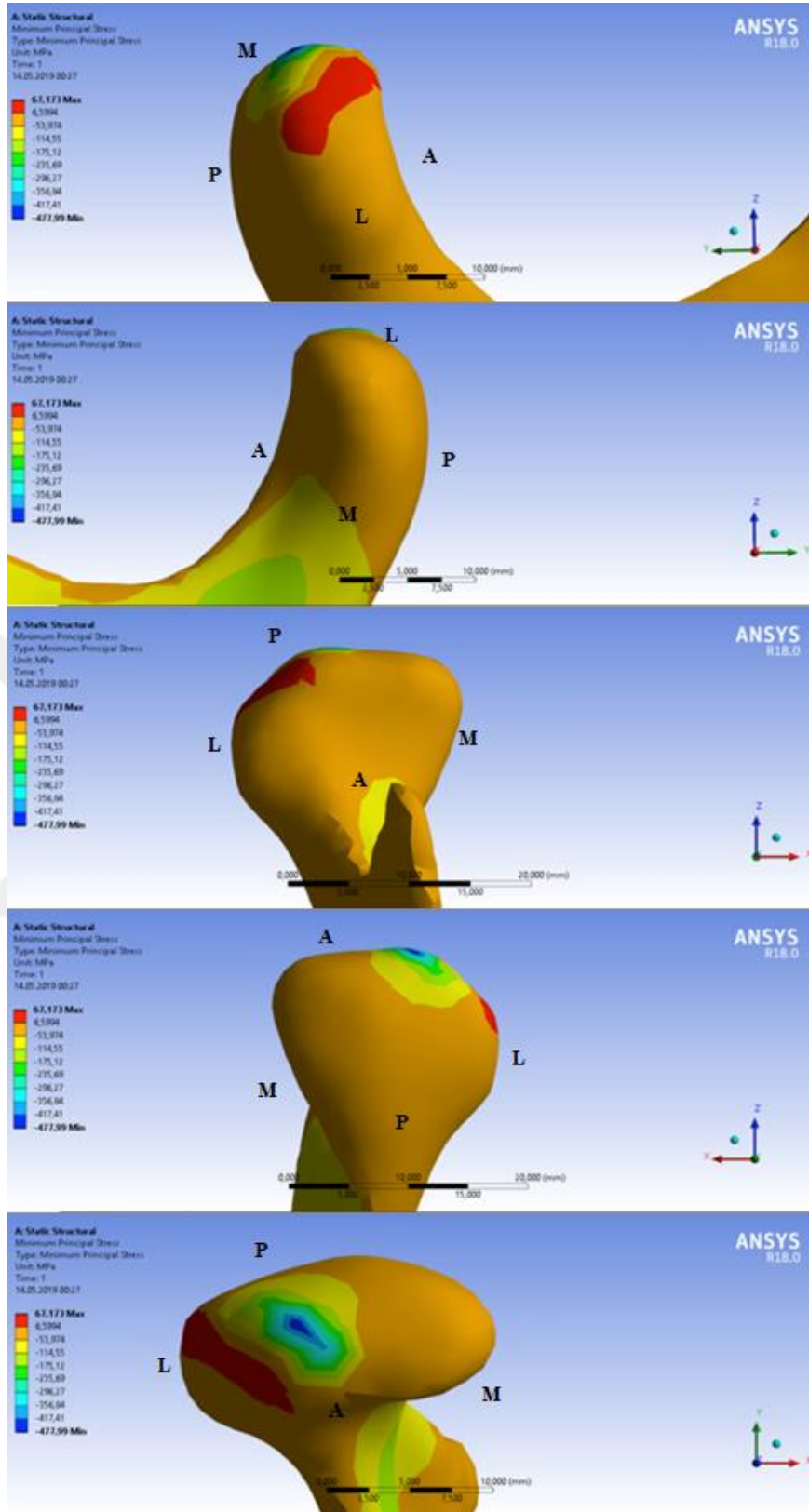
Şekil 4.20 : Model 4'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



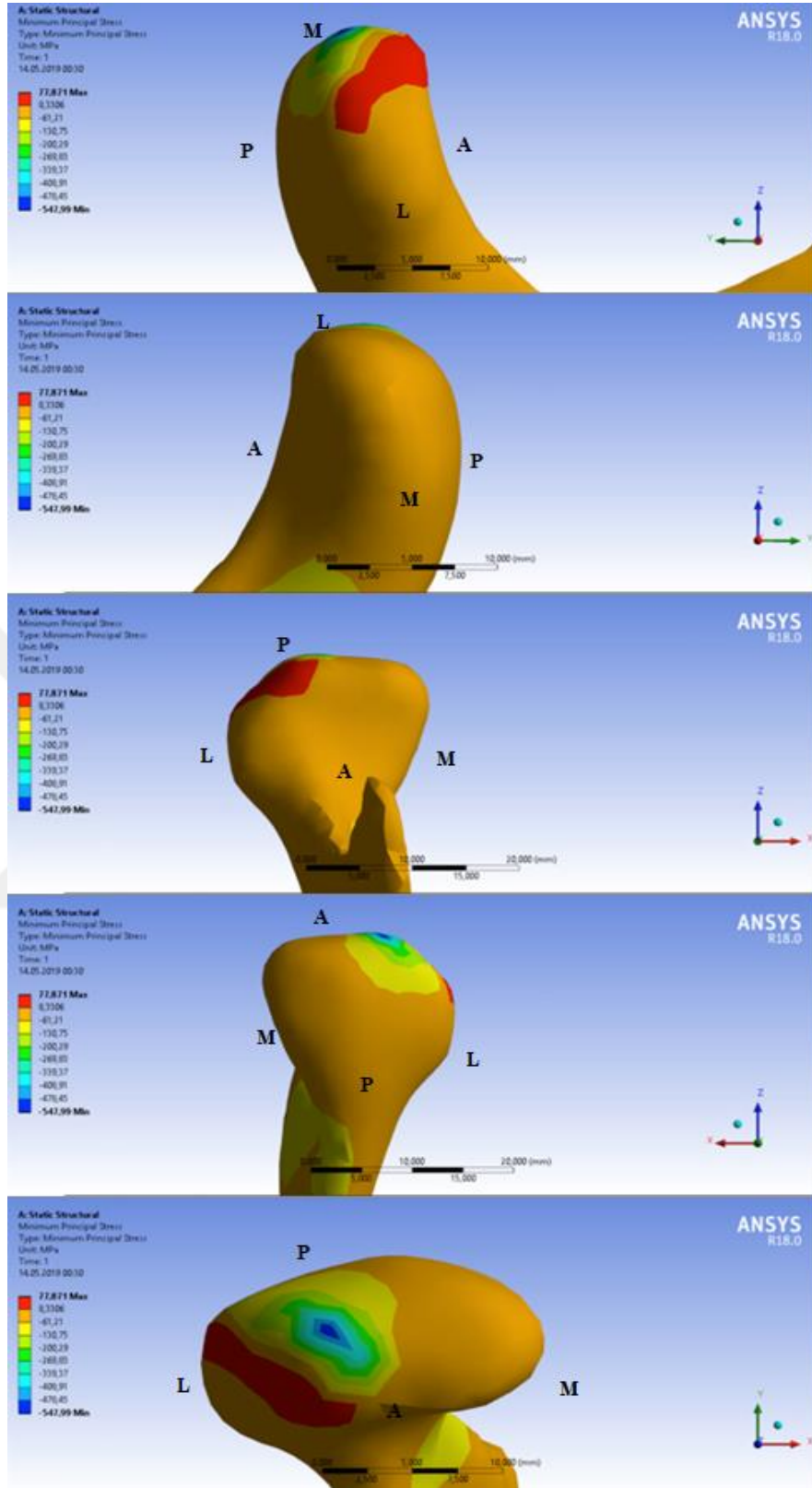
Şekil 4.21 : Model 4'te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.22 : Model 4'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.23 : Model 4’te ısıрма sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.



Şekil 4.24 : Model 4'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.

Tablo 4.4 : Model 4'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.

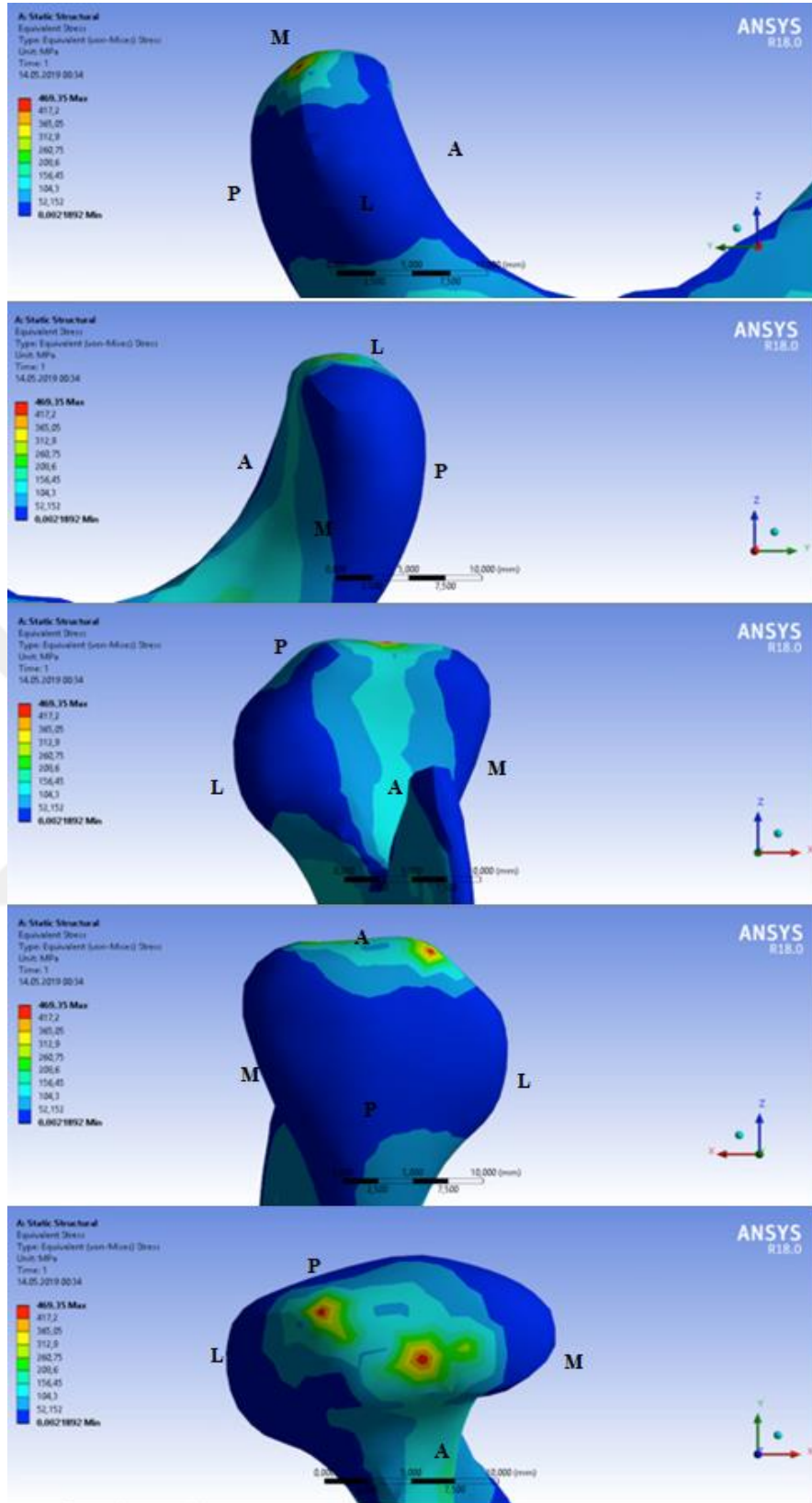
Model 4	Von Mises	Pmax	Pmin
<i>Isırma (93 N)</i>	331.44 MPa	423.46 MPa	-477.99 MPa
<i>Çiğneme (234N)</i>	379.02 MPa	447.48 MPa	-547.99 MPa

4.5 Model 5

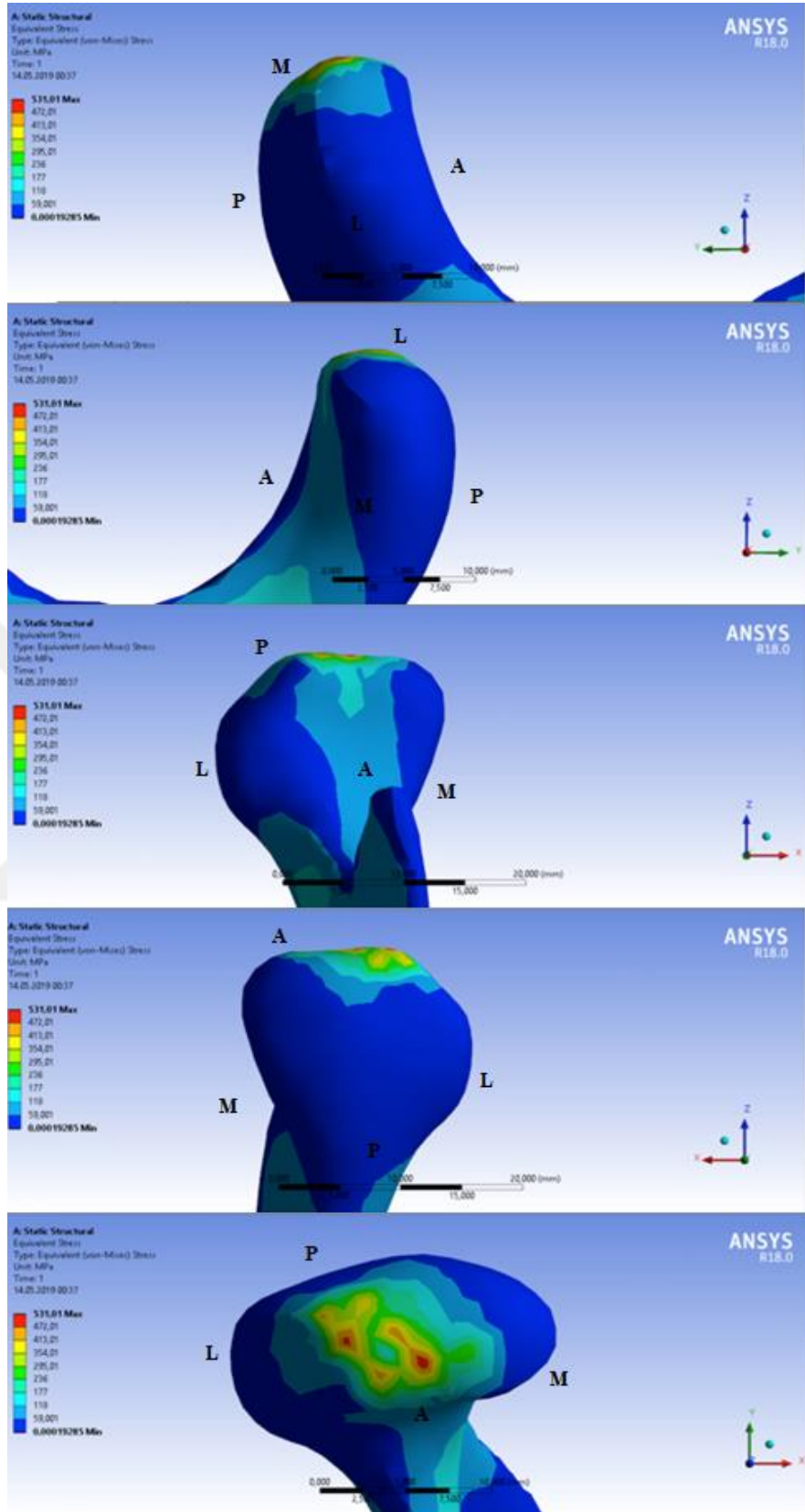
Model 5'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superiorunda olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 469.35 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.25). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek kondil başının postero-superiorunda olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 531.01 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.26).

Model 5'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde kondil başının postero-superiorunda ve lateralinde en yüksek 619.95 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.27). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmax incelendiğinde en çok kondil başının postero-superiorunda ve lateralinde olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 626.56 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.28)

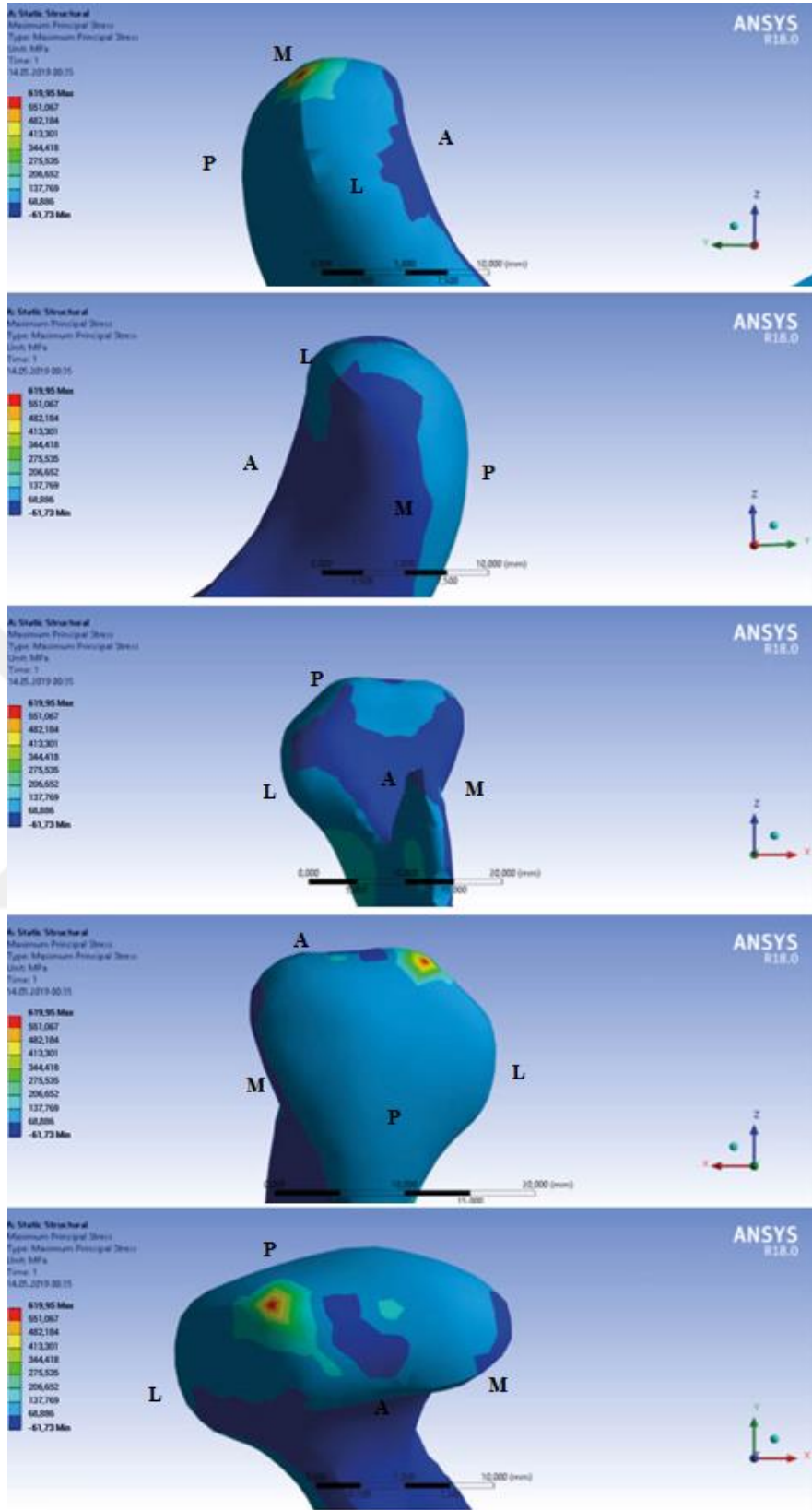
Model 5'te ısırma sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superiorunda en düşük -548.14 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.29). Çiğneme sırasında mandibuler kondil başındaki Pmin kondil başının postero-superiorunda en düşük -555.09 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.30)



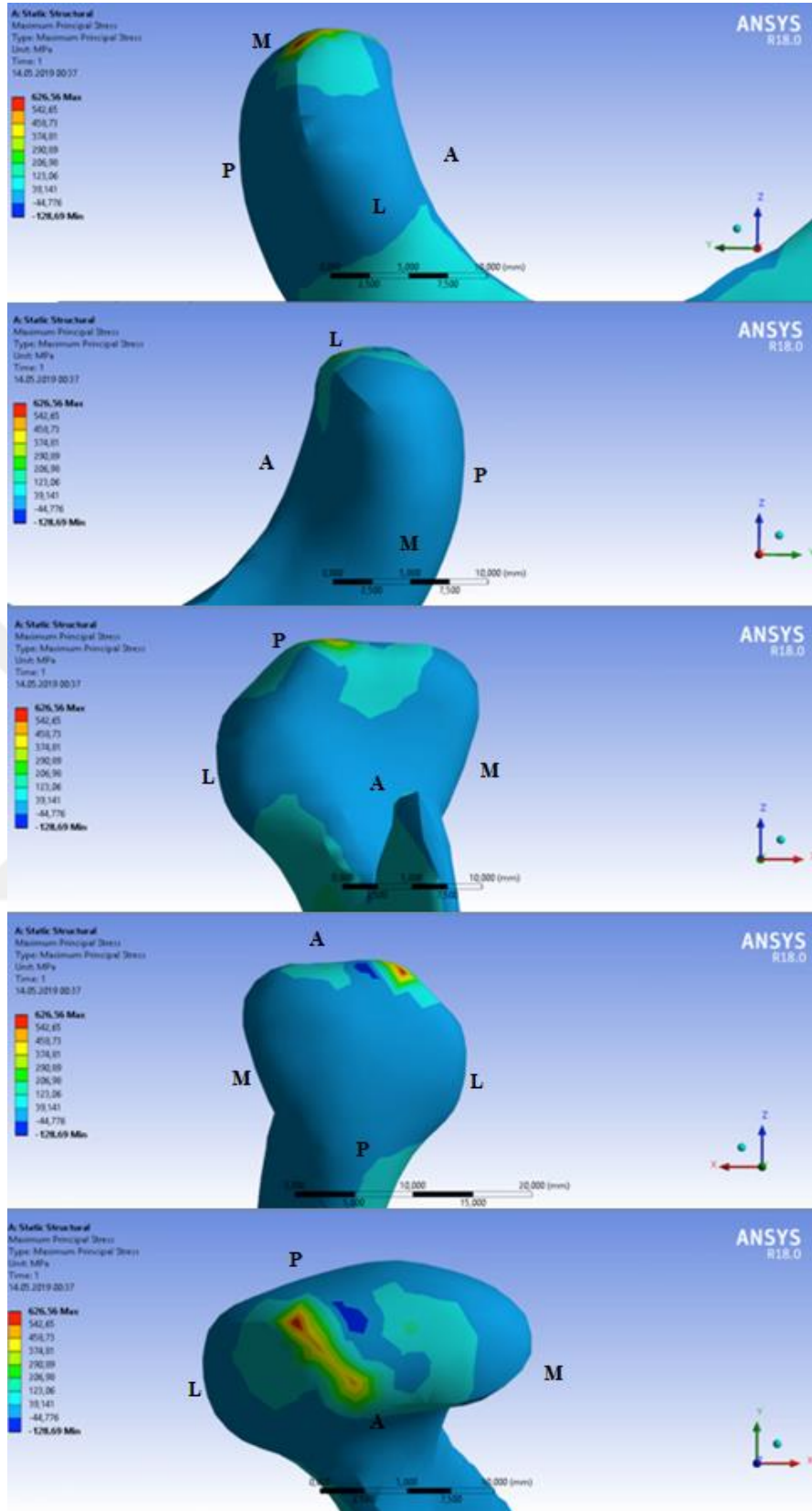
Şekil 4.25 : Model 5'te ısıрма sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



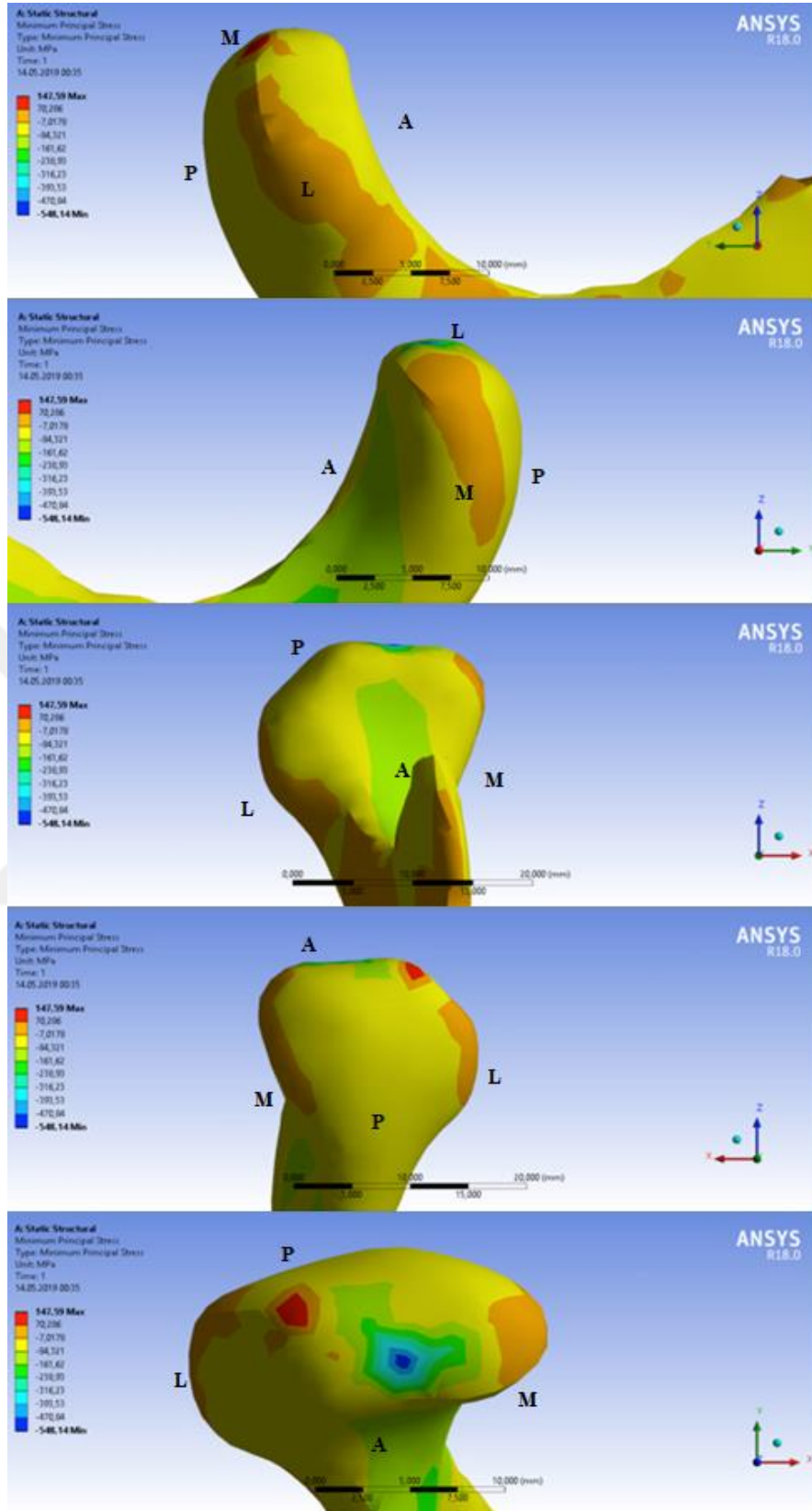
Şekil 4.26 : Model 5'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.



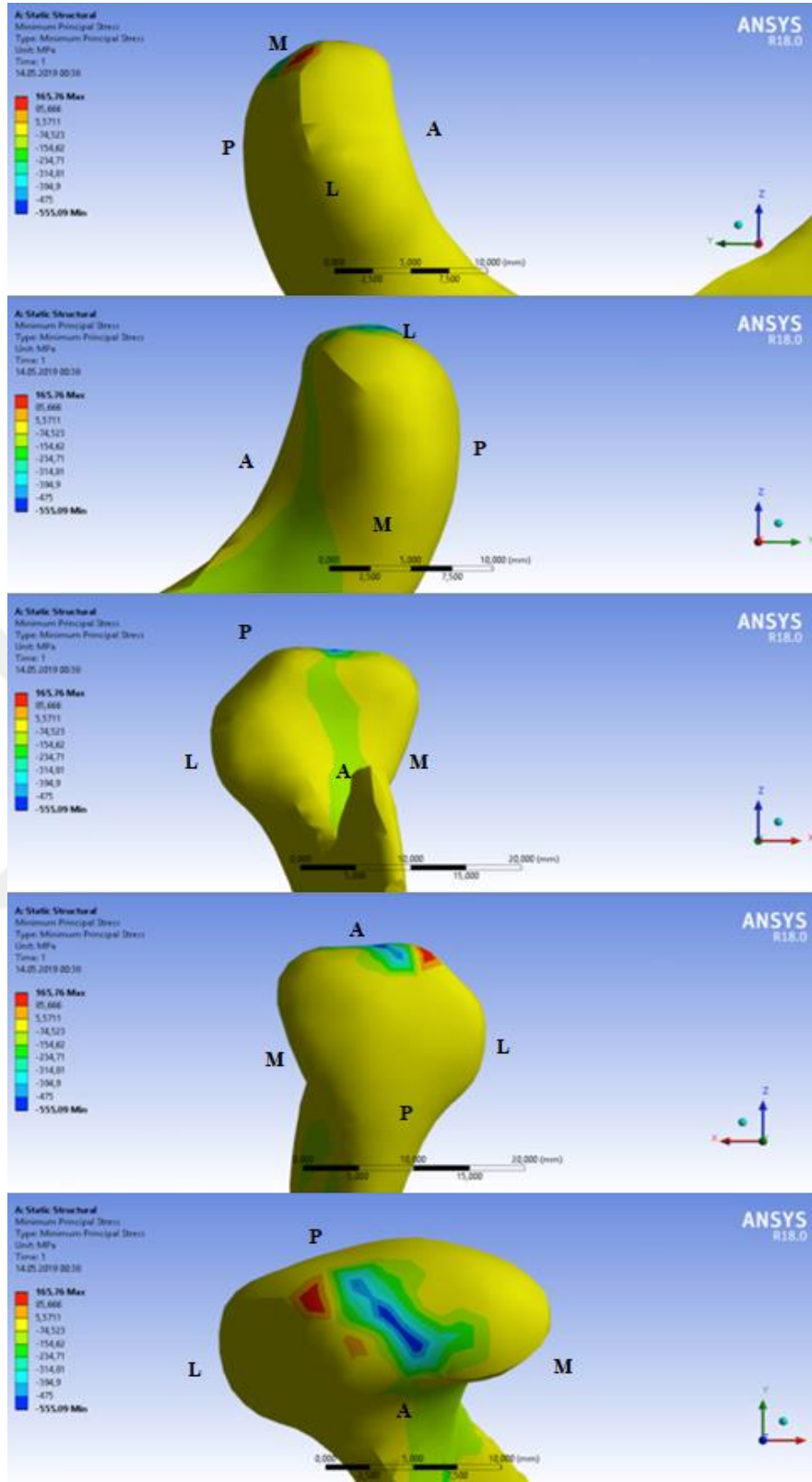
Şekil 4.27 : Model 5'te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.28 : Model 5'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmax streslerinin dağılımı.



Şekil 4.29 : Model 5'te ısırma sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.



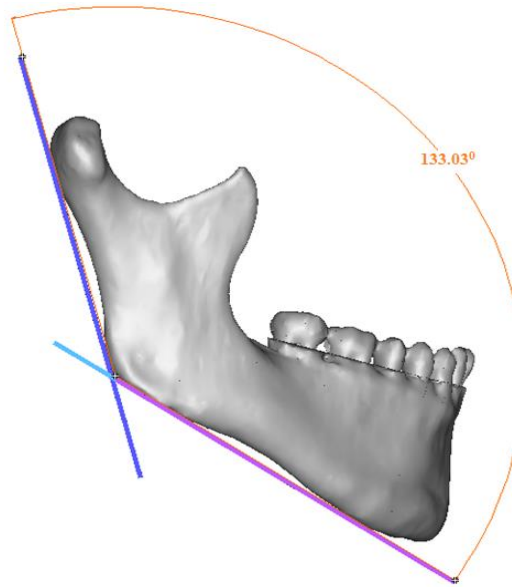
Şekil 4.30 : Model 5'te çiğneme sırasında kondil başına gelen Pmin streslerinin dağılımı.

Tablo 4.5 : Model 5'te ölçülen Von Mises, Pmax ve Pmin değerleri.

Model 5	Von Mises	Pmax	Pmin
<i>Isırma (93 N)</i>	469.35 MPa	619.95 MPa	-548.14 MPa
<i>Çiğneme (234N)</i>	531.01 MPa	626.56 MPa	-555.09 MPa

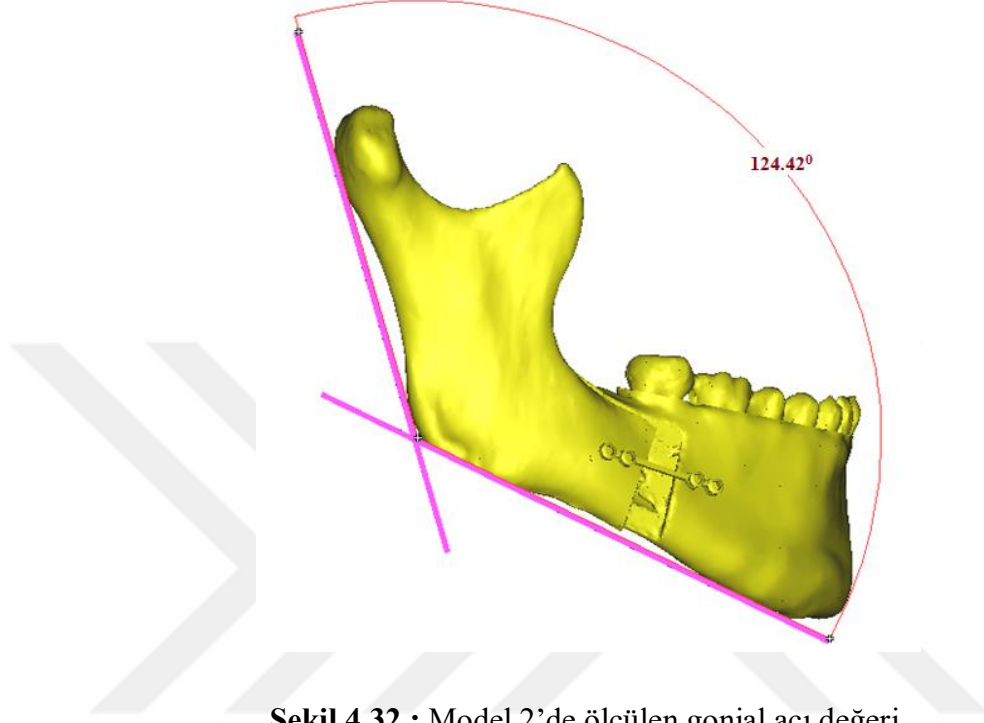
4.6 Model 1,2,3,4 ve 5'te Mandibuler Kondilde Açısal Değişiklikler

Mandibulanın ramusunun arka sınırı ile mandibulanın alt kenarı arasındaki açı gonial açıdır ve mandibulanın ramusu ile gövdesi arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Bu açı normalde erkeklerde $124^{\circ} \pm 6^{\circ}$ iken kadınlarda $122^{\circ} \pm 4^{\circ}$ dir. Anterior açık kapanışlı hastalarda mandibula kafa kaidesine göre geride konumlanmış ve aşağı-arkaya rotasyon yapmıştır. Bu hastalarda gonial açı değeri artmıştır. Bizim sonlu elaman analizi çalışmamızda kontrol modelimizde gonial açı 133.03° olarak ölçülmüştür (Şekil 4.31). Mandibuler kondilin üzerinde sabit bir nokta seçilmiş olup mandibuler ilerletme miktarına göre açısal değişiklikler ve kondildeki hareket miktarı kaydedilmiştir.

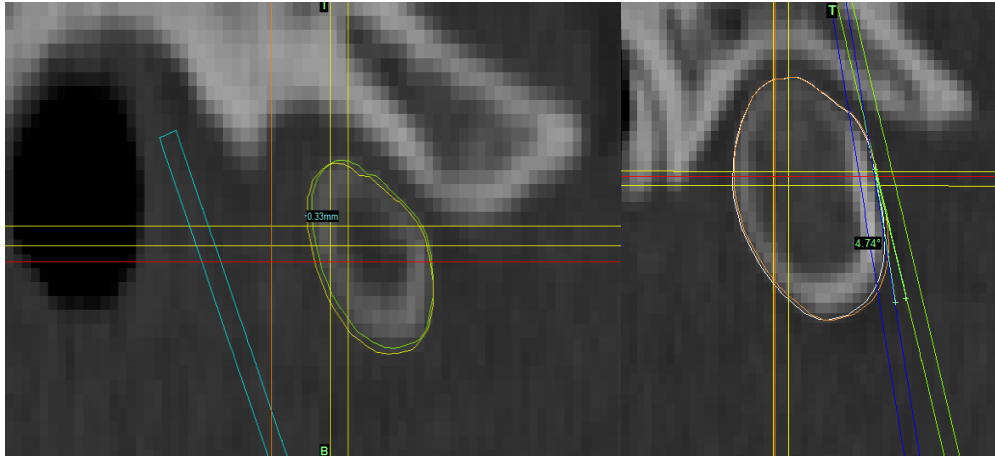


Şekil 4.31 : Model 1'de ölçülen gonial açı değeri.

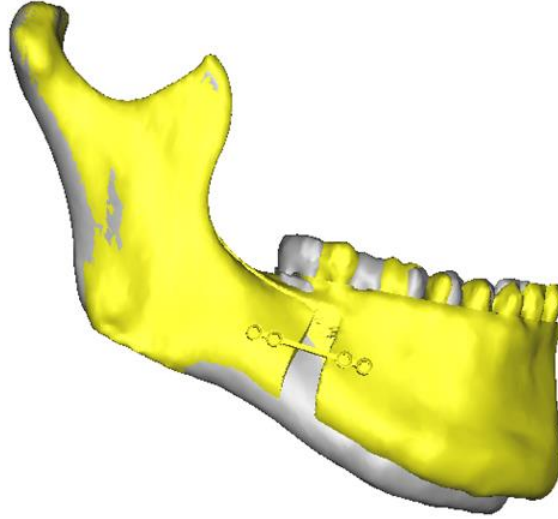
Model 2'de gonial açı değeri 124.42° dir. Model 1'e göre 8.61° azalma göstermiştir. Kondilde 0.33mm ve 4.74° açı ile posterior hareket ölçülmüştür (Şekil 4.32, Şekil 4.33) Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 2 (Şekil 4.34) aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 4.32 : Model 2'de ölçülen gonial açı değeri.

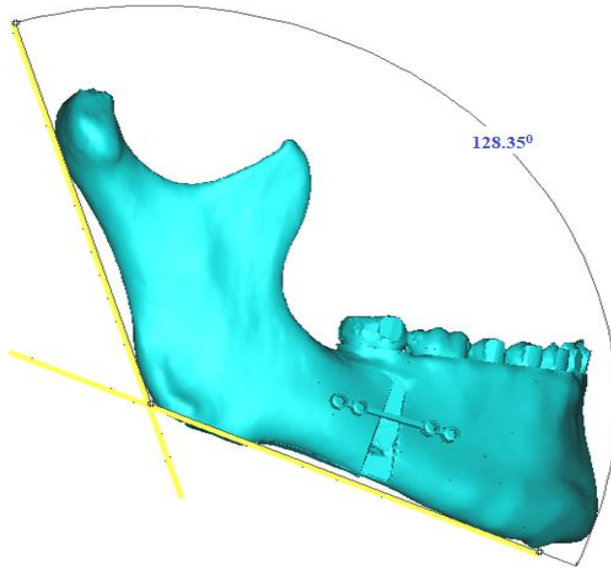


Şekil 4.33 : Model 2'de Model 1'e göre kondildeki hareket ve açı değişikliği.

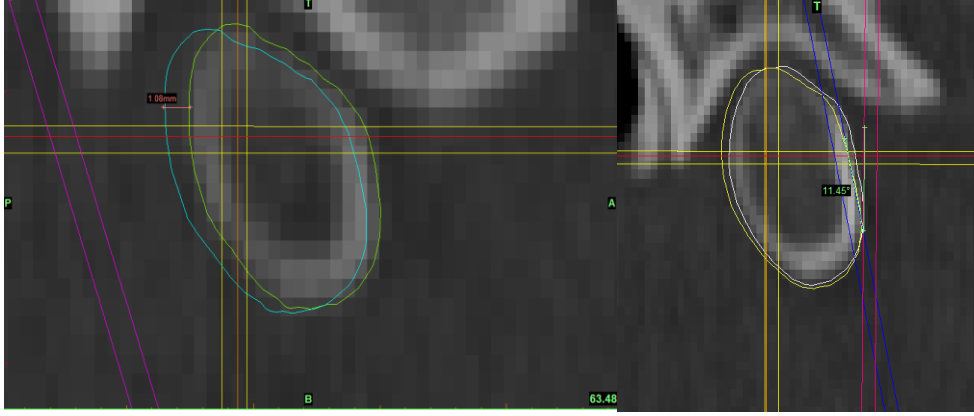


Şekil 4.34 : Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 2.

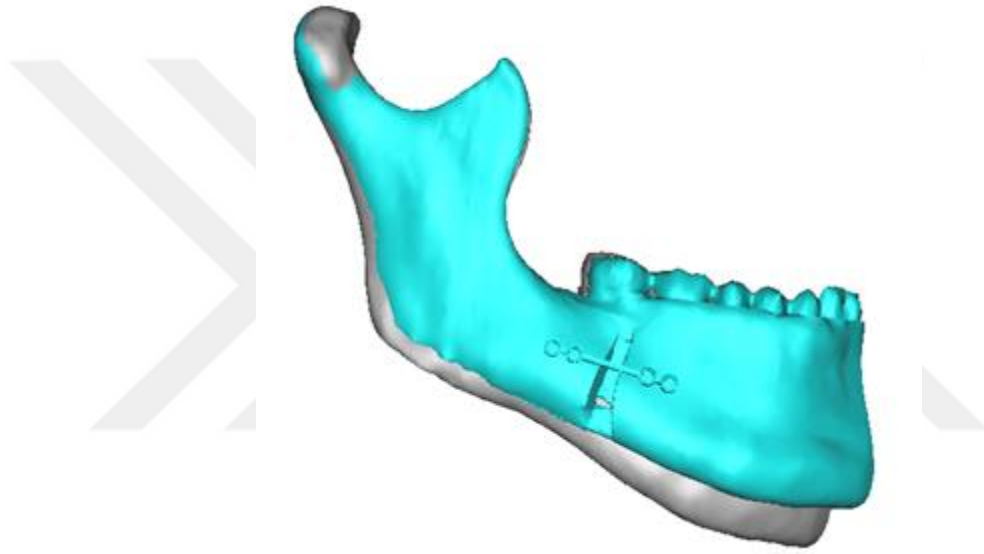
Model 3' te gonial açı değeri 128.35° dir. Model 1'e göre 4.68° azalma göstermiştir. Kondilde 1.08 mm ve 11.45° açı ile posterior hareket ölçülmüştür (Şekil 4.35, Şekil 4.36) Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3 (Şekil 4.37) aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 4.35 : Model 3'te ölçülen gonial açı değeri.

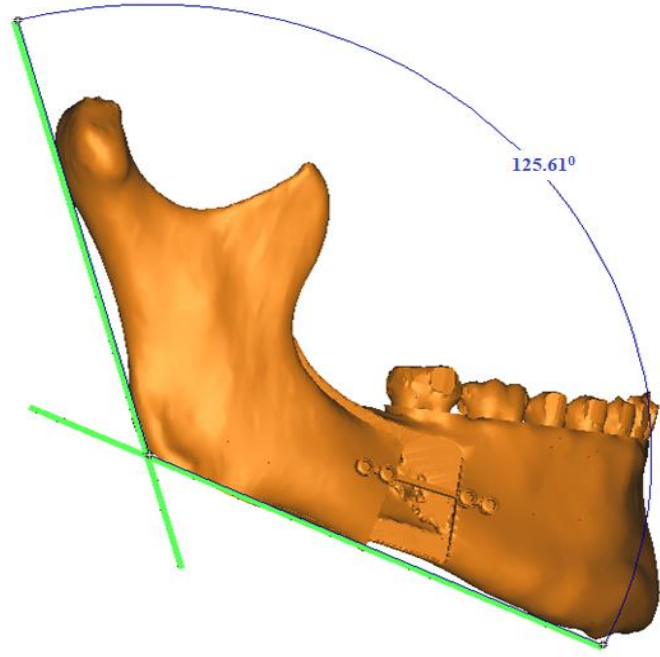


Şekil 4.36 : Model 3'te Model 1'e göre kondildeki hareket.

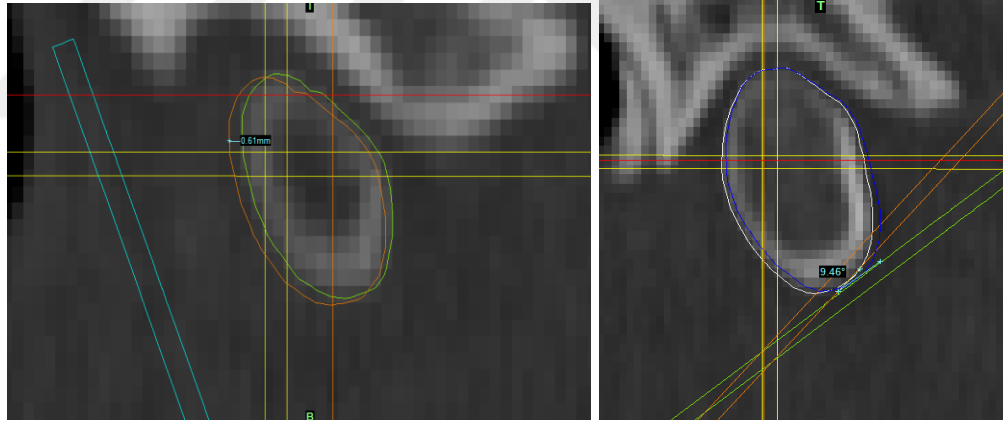


Şekil 4.37 : Model 1 ile 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3.

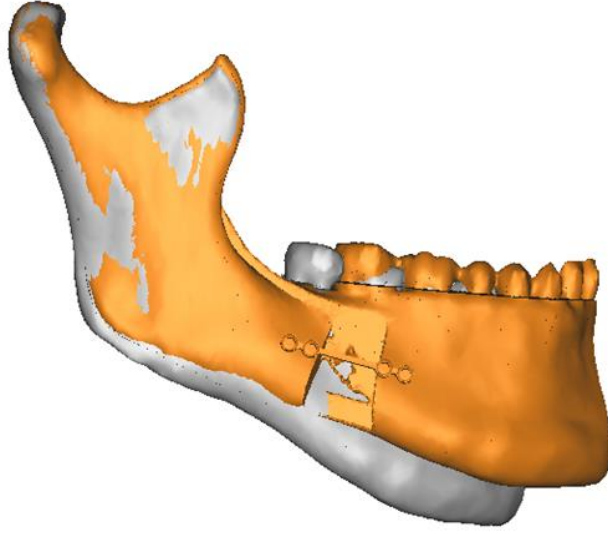
Model 4'de gonial açı değeri 125.61° dir. Model 1'e göre 7.42° azalma göstermiştir. Kondilde 0.61mm ve 9.46° açı ile posterior hareket ölçülmüştür (Şekil 4.38, Şekil 4.39). Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 4 (Şekil 4.40) aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 4.38 : Model 4'te ölçülen gonial açı değeri.

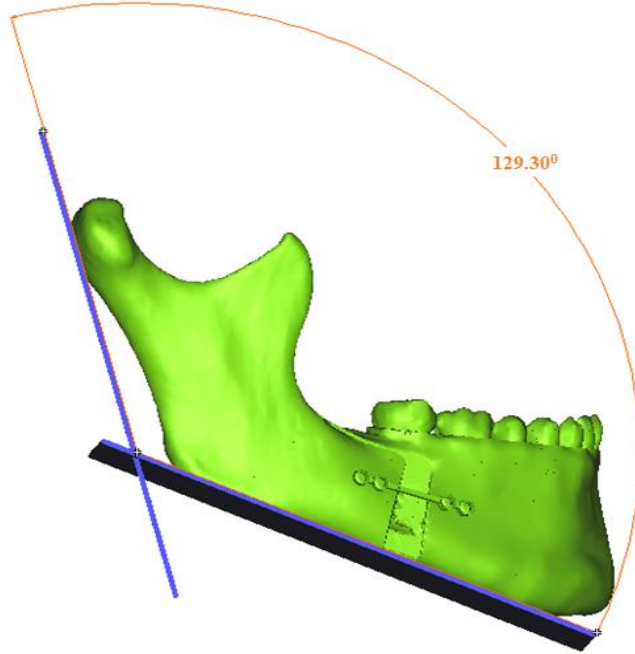


Şekil 4.39 : Model 4'te Model 1'e göre kondildeki hareket.

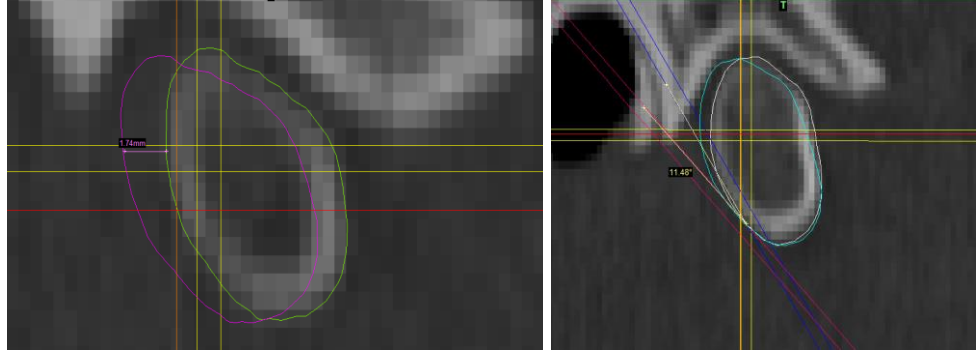


Şekil 4.40 : Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyonu yaptırılan Model 4.

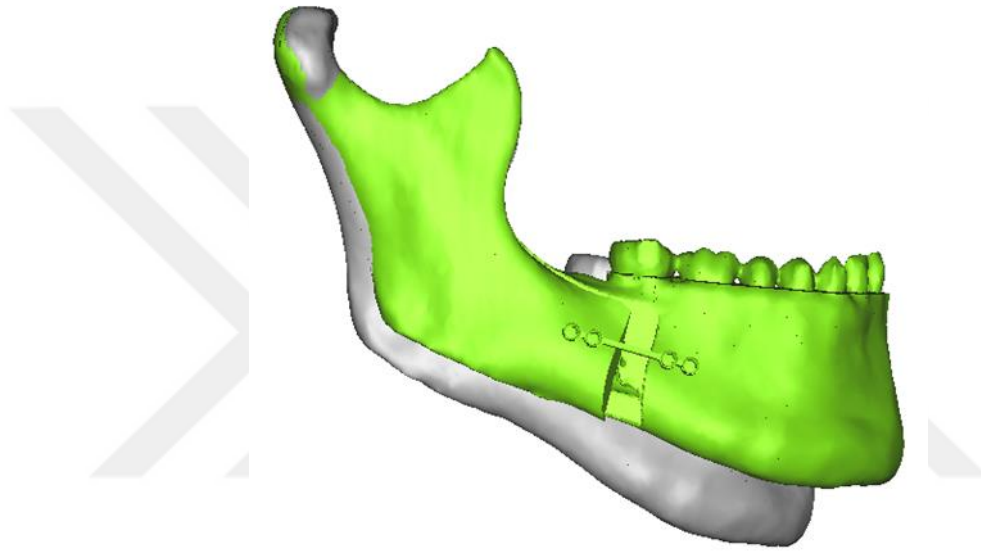
Model 5'te gonial açı değeri 129.30° dir. Model 1'e göre 3.73° azalma göstermiştir. Kondilde 1.74 mm ve 11.48° açı ile posterior hareket ölçülmüştür (Şekil 4.41, Şekil 4.42) Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 5 (Şekil 4.43) aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 4.41 : Model 5'te ölçülen gonial açı değeri.



Şekil 4.42 : Model 5'te Model 1'e göre kondildeki hareket.



Şekil 4.43 : Model 1 ile 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 5.

4.7 Model 1,2,3,4 ve 5'in Karşılaştırılması

Model 1'de Von Mises streslerine bakıldığında antero-superior ve medialde iki farklı alanda en yüksek stres ölçülmüştür. En yüksek Von Mises stres değeri çiğneme sırasında 203.36 MPa, ısırma sırasında 180.35 MPa'dır. Kondil başındaki en yüksek Von Mises stresinin gözlemlendiği alanın genişliği ısırma kuvvetinde çiğneme kuvvetine oranla daha fazladır. Isırma sırasında kondil başının daha geniş alanı yüksek stres altında kalmaktadır.

Model 2'de Von Mises stresi ısırma ve çiğneme en yüksek kondil başının superiorunda ölçülmüştür. Model 1'e göre Von Mises stresinin en yüksek çıktığı alan kondilin daha posteriorunda konumlanmıştır. En yüksek Von Mises stres değeri

çigneme sırasında 241.08 MPa, ısırma sırasında 276.23 MPa'dır ve Model 1'e göre stres değerleri artmıştır.

Model 3'te Von Mises streslerine bakıldığında postero-süperior ve medialde en yüksek ölçülmüştür. En yüksek Von Mises stres değeri çignemede 454.09 MPa, ısırma 432.04 MPa'dır. Kondil başındaki en yüksek Von Mises stresinin gözlemlendiği alanın genişliği ısırma kuvvetinde çigneme kuvvetine oranla daha fazladır. Stresin en yüksek çıktığı alan Model 1 ve 2'ye göre daha posteriora konumlanmıştır ve daha geniş alanı etkilemektedir.

Model 4'te Von Mises streslerine bakıldığında postero-süperior ve lateralinde en yüksek ölçülmüştür. En yüksek Von Mises stres değeri çignemede 379.02 MPa, ısırma 331.44 MPa'dır. Model 3'e göre stresin yoğun olduğu alan daha posteriora konumlanmıştır.

Model 5'te Von Mises streslerine bakıldığında postero-superiora en yüksek ölçülmüştür. En yüksek Von Mises stres değeri çigneme sırasında 531.01 MPa, ısırma sırasında 469.35 MPa'dır. Kondil başındaki en yüksek Von Mises stresinin gözlemlendiği alanın genişliği çigneme kuvvetinde ısırma kuvvetine oranla daha fazladır. Model 1,2,3 ve 4'e göre en yüksek stres değeri Model 5'te ölçülmüştür.

Model 1'de Pmax çigneme sırasında kondil başının antero-süperiorunda, ısırma sırasında süperiorunda daha yüksektir. Çignemede 200.84 MPa, ısırma 158.37 MPa olarak ölçülmüştür. Kondil başında çekme stresinin en yüksek ölçüldüğü alanın genişliği ısırma sırasında çignemeye kıyasla daha fazladır ve bu alan daha posteriora konumlanmıştır. Pmin çigneme ve ısırma sırasında kondilin superioru ve medialinde en düşüktür. Çigneme sırasında -251.53 MPa, ısırma sırasında -230.55 MPa ölçülmüştür. Basma stresi ısırma çignemeye kıyasla daha geniş alanda gözlenmiştir.

Model 2'de Pmax çigneme ve ısırma sırasında kondil başının süperiorunda daha yüksektir. Çignemede 296.88 MPa, ısırma 292.53 MPa olarak ölçülmüştür. Pmin ısırma ve çignemede postero-süperior ve medialde en düşüktür. Çignemede 296.88 MPa, ısırma 292.53 MPa olarak ölçülmüştür. Kondilin geneline bakıldığında ısırma sırasında çignemeye kıyasla basma stresi daha etkindir.

Model 3'te Pmax çiğneme ve ısırma sırasında kondil başının süperiorunda daha yüksektir. Çiğnemede 606.46 MPa, ısırmada 563.38 MPa olarak ölçülmüştür. Pmin çiğnemede -534.59 MPa, ısırmada -530.23 MPa ölçülmüştür. Model 3'te Model 2'ye göre stres değerleri artmıştır ve en yüksek streslerin ölçüldüğü alan daha posteriorudur.

Model 4'te Pmax çiğneme ve ısırma sırasında kondil başının lateralinde daha yüksektir. Çiğnemede 447.48 MPa, ısırmada 423.46 MPa olarak ölçülmüştür. Çekme stresi çiğneme sırasında ısırmaya kıyasla kondil başında daha geniş alanda yüksek ölçülmüştür. Pmin çiğneme ve ısırma sırasında kondilin postero-süperioru ve lateralinde en düşüktür. Çiğnemede -547.99 MPa, ısırmada -477.99 MPa ölçülmüştür. Stresin yoğun olarak görüldüğü alan Model 1,2 ve 3'te çoğunlukla kondil başının medialinde iken Model 4'te kondil başının lateral yüzeylerine yakın görülmüştür ve stres değerleri daha yüksektir.

Model 5'te Pmax ısırma ve çiğneme sırasında kondil başının postero-süperiorunda ve lateralinde daha yüksektir. Çiğnemede 626.56 MPa, ısırmada 619.95 MPa olarak ölçülmüştür. Pmin çiğnemede -555.09 MPa, ısırmada -548.14 MPa ölçülmüştür. Pmin çiğneme ve ısırma sırasında kondil başının postero-süperiorunda en düşüktür. Çiğnemede -555.09 MPa, ısırmada -548.14 MPa ölçülmüştür. Model 5'te Model 4'e göre stres değerleri artmıştır ve en yüksek stresin oluştuğu alan daha posteriora konumlanmıştır. Basma stresi ve çekme stresi çiğnemede daha geniş alanda etkilidir.

Modellerin von Mises stres yoğunlukları karşılaştırıldığında Model 1'den Model 5'e doğru stres yoğunluğunun en yüksek olduğu alan daha posteriora konumlanmıştır. Von Mises stres yoğunluğun en yüksek değeri Model 5'te ölçülmüştür. Bunu sırasıyla Model 3, Model 4, Model 2 ve Model 1 izlemektedir. Aynı miktar ilerletme yapılan, proksimal segmentin alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edildiği modellerde pasif şekilde fikse edilen modellere göre Von Mises stres değerleri daha yüksek çıkmıştır ve stresin en yüksek olduğu alan daha posteriora konumlanmıştır. Kondilin posteriora açılması daha fazla stres altında kalmasına sebep olmaktadır. 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırı düzeltilerek fiksasyonun yapıldığı modelde, 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyon yapıldığı modele göre stres değerleri daha yüksek çıkmıştır. Kondilin posterior açılması daha düşük

ilerletme miktarına rağmen daha fazla stres altında kalmasına sebep olmaktadır. Kontrol grubunda ve 5 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde stres genellikle kondil başının medial yüzeylerinde gözlenirken, 10 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde kondilin lateral yüzeyleri de stres altında kalmaktadır. Mandibuler ilerletme miktarı arttıkça kondilin lateral yüzeylerini Von Mises, çekme ve basma stresi etkilemektedir. Ayrıca kontrol grubu ve 5 mm ilerletme yaptırılan modellerde çiğneme sırasında daha yüksek stresler ölçülmesine rağmen ısırma sırasında kondil başının genelinde stres yoğunluğu daha fazladır, 10 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde ise çiğneme sırasında daha yüksek stresler ölçülmesine paralel olarak çiğneme sırasında kondil başının genelinde stres yoğunluğu daha fazladır. Mandibuler ilerletme miktarı arttıkça çiğneme sırasında kondil başında stres yoğunluğu artmaktadır.

Tüm modellerde Von Mises, Pmax, Pmin değerleri tablo 4.1 'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6 : Tüm modellerde mandibuler kondil başına gelen Von Mises, çekme ve basma gerilimlerinin değerleri.

		Von Misses	Pmax	Pmin
Model 1	<i>Isırma (93 N)</i>	180.35 MPa	158.37 MPa	-230.55 MPa
	<i>Çiğneme (234 N)</i>	203.36 MPa	200.84 MPa	-251.53 MPa
Model 2	<i>Isırma (93 N)</i>	276.23 MPa	292.53 MPa	-278.01 MPa
	<i>Çiğneme (234 N)</i>	241.08 MPa	296.88 MPa	-284.33 MPa
Model 3	<i>Isırma (93 N)</i>	432.04 MPa	563.38 MPa	-530.23 MPa
	<i>Çiğneme (234 N)</i>	454.09 MPa	606.46 MPa	-534.59 MPa
Model 4	<i>Isırma (93 N)</i>	331.44 MPa	423.46 MPa	-477.99 MPa
	<i>Çiğneme (234 N)</i>	379.02 MPa	447.48 MPa	-547.99 MPa
Model 5	<i>Isırma (93 N)</i>	469.35 MPa	619.95 MPa	-548.14 MPa
	<i>Çiğneme (234 N)</i>	531.01 MPa	626.56 MPa	-555.09 MPa

Mandibuler ilerletme yapılan modellerimizde y ekseninde gonial açı değişiklikleri ve kondilin üzerinde seçilen sabit bir noktanın eksenleri üzerinde hareketleri incelenmiştir. Model 1’de gonial açı değeri 133.03^0 , Model 2’de 124.42^0 , Model 3’te 128.35^0 , Model 4’de 125.61^0 ve Model 5’te 129.30^0 olarak ölçülmüştür. Model 1’e göre gonial açı Model 2’de 8.61^0 , Model 3’te 4.68^0 , Model 4’de 7.42^0 , Model 5’te 3.73^0 azalma göstermiştir. Mandibuler ilerletmeden sonra gonial açıda en fazla değişiklik Model 2’de en az değişiklik Model 5’te görülmüştür. Açıdaki değişimleri sıralayacak olursak Model 2 > Model 4 > Model 3 > Model 5’tir. Aynı miktar ilerletme yapılan, proksimal segmentin alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edildiği modellerde pasif şekilde fikse edilen modellere göre gonial açıdaki değişiklik daha azdır. Model 2’deki gonial açı değişimi Model 3’ten, Model 4’teki gonial açı değişimi Model 5’ten daha fazladır. Ayrıca 5mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3’te, 10mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif şekilde fikse edildiği Model 4’e göre gonial açıda meydana gelen değişim daha azdır.

Kondil üzerinde seçilen sabit bir noktada Model 1’e göre Model 2’de 0.33mm ve 4.74^0 açı, Model 3’te 1.08 mm ve 11.45^0 açı, Model 4’de 0.61mm ve 9.46^0 açı, Model 5’te 1.74 mm ve 11.48^0 açı ile posterior ve inferior hareket ölçülmüştür. Kondil en fazla Model 5’te, en az Model 2’de postero-inferior hareket yapmıştır. Modeller arasında hareket miktarını sıralayacak olursak Model 5 > Model 3 > Model 4 > Model 2’dir. Aynı ilerletme miktarına sahip modeller arasında fiksasyon sırasında proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırı düzeltilerek fikse edilen modellerde kondilin postero-inferior hareketi daha fazladır. Model 3’teki posterior hareket Model 2’den, Model 5’teki posterior hareket Model 4’ten daha fazladır. Ayrıca 5mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3’te, 10mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif şekilde fikse edildiği Model 4’e göre postero-inferior hareket daha fazladır.

Tablo 4.7 : Tüm modellerde gonial açı değerleri, gonial açı değişimleri, kondilin posterior hareket miktarı ve kondildeki açı değişimi.

	Gonial Değeri	Açı	Gonial Açıdaki Değişiklik	Kondilin Posteriora Hareketi	Kondildeki Açı Değişimi
Model 1	133.03 ⁰				
Model 2	124.42 ⁰		8.61 ⁰	0.33 mm	4.74 ⁰
Model 3	128.35 ⁰		4.68 ⁰	1.08 mm	11.45 ⁰
Model 4	125.61 ⁰		7.42 ⁰	0.61 mm	9.46 ⁰
Model 5	129.30 ⁰		3.73 ⁰	1.74 mm	11.48 ⁰

Özetle, Mandibuler ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan olgularda ilerletme miktarı arttıkça kondilin posterioru ve lateralinde stres miktarı artmaktadır. Mandibuler kondil ilerletme miktarına ve fiksasyona bağlı olarak açısal değişimler gösterebilir. Aynı ilerletme miktarında kondilin fiksasyon sırasında orijinal pozisyonunu korumaması posteriora açılması stres miktarını arttırmaktadır ve stres yoğunluğunun kondil başının daha posteriorunda konumlanmasına sebep olmaktadır. Kondilin fiksasyon sırasında posterior açılması ilerletme miktarının artmasına göre stresin artmasında daha etkilidir. Basma stresleri daha çok antero-superior ve superiorda gözlenirken, çekme stresleri postero-superiorda gözlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Günümüzde daha sağlıklı olma ve daha güzel görünme isteği gün geçtikçe artmaktadır. Dentofasiyal deformitelerin doğru tedavisi, estetiğin kazanılması ve fonksiyonun iadesinin yanında, psikososyal açıdan oldukça önem arz etmektedir. Bununla birlikte ortognatik cerrahi tedavi isteği de sürekli artmaktadır. Araştırmalar, ortognatik cerrahi operasyonu taleplerinin genelde sosyal yönden yetersiz ve özgüven eksikliği olan bireyler tarafından yapıldığını belirtmektedir [145, 146]. Taleplerin %95'i estetik sebeplerden dolayıdır. Ortognatik cerrahi operasyonu sonrasında hastalarda görülen olumlu psikolojik etkiler yanında, ısırma ve çiğneme fonksiyonlarını daha sağlıklı ve etkin yapabilmeleri ile yaşam kalitelerinde artış olması önemli bir sonuçtur [147].

Günümüzde ortognatik cerrahi operasyonlar, cerrahi ekip ve ortodontist işbirliğiyle planlanan, büyüme ve gelişimi tamamlanmış hastalarda malokluzyonun düzeltilmesi ve fasiyal estetiğin iyileştirilmesini amaçlayan ve sıklıkla uygulanmakta olan bir tedavidir [148]. Cerrahi düzeltme sonrası fasiyal görünümde elde edilen estetik sonuçlar ile hasta psikososyal açıdan da olumlu etkilenmektedir [149-151].

Mandibulaya yönelik operasyonlarda en çok tercih edilen cerrahi prosedür sagittal split ramus osteotomisidir. Bu cerrahi tekniğin tercih edilmesinin en önemli sebebi intraoral yaklaşım olması, anatomik ve fizyolojik uyumunun başarılı olması, farklı deformitelerde kullanıma elverişli olması ve rijid fiksasyon ile intermaksiller fiksasyona olan ihtiyacı ortadan kaldırmasıdır. SSRO ile mandibula üç boyutlu olarak her yöne hareket ettirilebilir. 1957 yılında ilk defa Trauner ve Obwegeser'in geliştirdiği bu teknik 1961 yılında Dalpont, 1968 yılında Hunsuck ve 1977 Yılında Epker tarafından modifiye edilmiştir [71].

Ön açık kapanış malokluzyonu, dişsel, iskeletsel, fonksiyonel ve estetik uyumsuzlukları veya kombinasyonunu içerebilir [152]. Etyolojisine bakıldığında; parmak emme alışkanlıkları, dil aktivitesi, hava yolu problemleri, çevre kas yapısı ile ilgili duruş bozuklukları, doğru olmayan büyüme paterni, mental retardasyon gibi multifaktöriyel sebepler olabilir [153]. Dişsel açık kapanış genellikle tek başına parmak emme veya parmak emme ile birlikte dili dişler arasına götürme alışkanlığı

varlığında görülür. Karakteristik olarak açıklık ön dişler ile sınırlıdır ve sefalometrik görüntülemelerde iskeletsel bulgu görülmez [153]. İskeletsel açık kapanışta dişsel olarak etkilenmenin yanı sıra çene kemikleri ile ilgili bulgular da bulunmaktadır. 1964 yılında Subtenly ve ark.'nın, 1970 yılında Schendel ve ark.'nın çalışmaları sonucunda iskeletsel ön açık kapanışlı hastalarda mandibulanın kafa kaidesine göre geride konumlandığını ve aşağı-arkaya rotasyon yaptığını rapor etmişlerdir [54, 154]. Karakteristik olarak üst çene posterioru aşağı doğru rotasyon yapmış ve alt çene aşağı-geri rotasyon yapmakta olup öne doğru gelişim gösterememektedir. Ayrıca mandibuler ramusun boyu kısadır. Bu durum retrognatik mandibula ve ön açık kapanışa sebep olmaktadır [153]. İlaveten ön yüz yüksekliği artmış ve arka yüz yüksekliği de azalmış olup, gonial açı, mandibuler düzlem ve okluzal düzlem açısı artmıştır [153, 154]. Ön açık kapanışın tedavisinde büyüme ve gelişim sürecinin aşaması belirleyici faktördür. Açık kapanışa sebep olan alışkanlık haline gelmiş davranışların düzeltilmesi, ortodontik, ortopedik ve ortognatik cerrahi operasyonu ile tedavi seçenekleri bulunmaktadır [153].

Açık kapanışın düzeltilmesi için ortognatik cerrahi yapılmasının tarihi 1950'lere dayanmaktadır. Maksillada kanin dişlerin distalinde, diş köklerinin üzerinde alveolar kemikte kesi yapılarak maksillanın aşağı sarkmış posteriorunu yukarı kaldırma işlemi denenmiştir. Stabil sonuçlar elde edilemeyince maksiller intrüzyon uzun bir süre yapılmamıştır. 1970'li yıllarda tekniğe ilaveten maksiller posterior segmentin serbest bırakılmasıyla izole maksiller osteotomi tekniği uygulanmış ve ciddi açık kapanışlı vakalarda olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Maksillanın posterior yönde serbestleştirilmesi ile anteroposterior yönde eksikliği olan vakalar için maksillanın tümünün öne çekilebileceği görülmüştür [155].

Anteroposterior yöndeki fazlalıklar okluzal düzlem boyunca çenelerin ilerletilmesi ya da geriletilmesi ile düzeltilebilir. Vertikal olarak değişiklik ihtiyaç olduğunda maksillaya girişim yapıldığında mandibula otorotasyon yapacaktır. Estetik gereksinimlere bağlı olarak maksillomandibuler kompleks saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürülebilir. Mandibulanın saat yönünün tersine döndürülmesinden sonra iskeletsel stabilitenin zayıf olduğu Schendel ve Epker tarafından bildirilmiştir [91]. Kötü stabilite, posterior yüz yüksekliğindeki artış ve buna bağlı olarak pterygo-masseterik kas uzunluğunun artması ile ilişkilidir. Proffit ve ark. yaptıkları çalışmaların sonucunda saatin tersi yönünde rotasyon ile anterior

açık kapanışın düzeltilmesinin stabilitede sorunlar yaratabileceğini savunmaktadır [95]. Buna karşın Chemallo ve ark. maksillomandibuler komplekse hem saat yönünde hem de saat yönünün tersine rotasyon yaptırıldığında stabil sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir [94].

Literatüre bakıldığında uzun yüzlü vakalarda mandibulanın saatin tersi yönünde ilerletilmesi ile vertikal kondiler dislokasyon meydana gelebileceği üzerinde durulmuştur. Kondiler dislokasyon relapsa neden olur. Uzun yüzlü vakaların kısa yüzlü vakalara göre daha fazla kondiler rezorpsiyon riski taşımalarının nedeni saatin tersi yönünde rotasyon ile mandibuler ilerletme tedavisi, posterior yüz yüksekliğindeki artış ve kondilin morfolojisidir [156].

Kazuhiro ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, anterior açık kapanışı olan 36 hastanın temporomandibular eklemlerinde ortognatik cerrahi sonrası kondil başında meydana gelen kemik değişiklikleri araştırılmıştır. Çalışmanın sonunda, iskeletsel açık kapanışın TME'de kemik değişiklikleri ve redüksiyonsuz anterior disk deplasmanına sebep olabileceği ve ayrıca iskeletsel açık kapanış ile TME'ye aşırı yükler gelmesi sonucunda kondil başındaki stresin arttığı düşünülmüştür [157].

Reyneke ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada kovansiyonel ortognatik cerrahi teknikleri ile saat yönünde ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan 88 hasta üzerinde operasyon sonrası stabilite incelenmiştir. Operasyon sonrası iskeletsel stabilite, yumuşak dokuların operasyon sırasında istirahat pozisyonunda olduğu gibi konumlandırılması, gerilmemesine bağlıdır. Maksillanın superior pozisyonlandırılması yumuşak dokuları rahatlatmaktadır. Bu postoperatif stabilitenin iyi olmasını sağlar. Saatin tersi yönünde maksillomandibuler komplekse rotasyon yaptırılması ile mandibulada konvansiyonel ve saat yönünde rotasyon yaptırılan yöntemlere göre daha fazla ilerletme kaydedilmiştir. Bu, saatin tersi yönünde rotasyon yönteminin diğer yöntemlere göre mandibulada daha fazla ilerleme kaydedebileceği anlamına gelir. Anterior maksillanın posterior maksillaya göre daha fazla superior konumlanması okluzal düzlem açısının konvansiyonel tedavi gruplarına göre daha fazla azalmasını sağlamış, bundan dolayı konvansiyonel tedavi gruplarına göre mandibula çok daha fazla ilerlemiştir. Saatin tersi yönünde rotasyon yapılan olgularda mandibuler ilerletmenin diğer gruplara göre oldukça fazla olmasına rağmen postoperatif relapsta kayda değer fark gözlenmemiştir. Konvasiyonel tedavi

yöntemlerinin estetik kaygıları tatmin edemediği durumlarda maksillomandibuler kompleksin rotasyonu çok değerli bir alternatiftir [158].

SSRO'dan sonra ısırma kuvveti, okluzal temaslar, çiğneme kaslarının morfolojik ve fizyolojik değişimleri ve çiğneme fonksiyonlarındaki değişimleri inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Cerrahi girişimin sonucunda mandibulanın pozisyonunun değişmesi ile, bağlantılı kasların istirahat halindeki uzunlukları da değişmektedir. Mandibulanın değişen pozisyonu ile okluzyon da değişmiş olur. Çalışmaların ortak sonucu olarak da postoperatif periyotta kasların orijinal istirahat pozisyonuna dönme eğiliminde olduğudur [97, 159].

Çiğneme kaslarından masseter, medial pterigoid ve temporal kas çeneyi kapatan ana kaslar, lateral pterigoid kası çeneyi açan ana kاستر. Çene kasları ısırma ve çiğneme TME'ye kuvvet iletmektedir. Bu kuvvetleri direkt olarak ölçmek güçtür. Ortognatik cerrahinin kaslara olan etkisi ile ilgili çalışmalar çelişkilidir. Bazı araştırmacılara göre operasyon sonrası kas hassasiyetinde azalma meydana gelirken, bazı araştırmacılar ise değişiklik gözlemleyemediklerini belirtmektedirler [160-162]. Mandibular düzlem açısının fazla olduğu uzun yüzlü hasta grubunda mandibulaya saat yönünün tersine rotasyon yaptırıldığında, posterior ramus uzunluğunun artmasıyla pterigomandibuler bölge kasları gerilir. Bazı araştırmacıların görüşüne göre kaslarda meydana gelen uzama relapsa neden olur. Bundan yola çıkarak uzun yüz olgularında mandibuler cerrahi ile birlikte maksillaya da işlem yapılması gerektiği önerilmiştir [5]. Ortognatik cerrahi operasyonundan sonra hastalarda ağız açıklığı kısıtlılığı görülmektedir. Bunun sebebi olarak operasyon sırasında kasların zarar görmesi ve operasyon sonrasında yumuşak dokuda meydana gelen ödem düşünülmektedir. Zaman zaman ağız açıklığı kısıtlılığının sebebi operasyon sırasında kondilin deplase olması ya da kondilin adaptasyonu olabilmektedir. Bu etkiler kısa dönemde ortaya çıkar ve uzun dönemde disfonksiyona sebep olmamaktadırlar. Operasyondan sonra kondilde gerçekleşen remodeling ile operasyon öncesi fonksiyon geri kazanılabilmektedir.

Dicker ve ark. mandibulanın cerrahi olarak ilerletilmesinden sonra masseter ve pterigoid kasların kesit alanı, kas gücü ve kasların yönündeki değişiklikleri ve kondildeki rotasyon miktarını ölçmek için bir çalışma yapmışlardır. Kısa yüzlü hastalarda bilateral sagittal split ramus osteotomisi, uzun yüzlü hastalarda le fort I ve

bilateral sagittal split ramus osteotomisi yapılmış olan hastalarda; cerrahiden önce ve 2 yıl sonra ölçümler yapılmıştır. SSRO'dan sonra meydana gelen kas değişikliklerinin araştırılmasındaki ana neden, ameliyat sonrası kondiler rezorpsiyonun patogenezindeki muhtemel rolünü ortaya çıkarmaktır. Hipotezleri, bu değişiklikler nedeniyle, kondiller üzerindeki yükün artacağıydı. Çalışmanın sonucu olarak, proksimal segmentlerin yukarı doğru dönmesi ile birlikte uzun yüzlü hastalarda kas yönü 9° daha dik hale gelirken, kısa yüzlü hastalarda, kas yönünde önemli bir değişiklik gözlenmemiştir. Cerrahiden sonra tüm hastalarda kasların kesit alanı ve kas gücünde azalma görülmüştür. Kasların kesit alanları uzun yüzlü ve kısa yüzlü hastalarda önemli ölçüde azaldığı için kas gücünün artmadığını açıkça göstermektedir. Temporal kasın şekli nedeniyle, SSRO'dan sonra yönünü değiştirmesinin güç olduğu düşünülmektedir. Digastrik kasların da uzunluğunun, kas gücünün ve kesit alanının değişmediği kabul edilmektedir. Kondillerin dönme hareketleri, ameliyat sonrası ortalama 28 ay ölçülmüştür ve rotasyon miktarı minimal bulunmuştur. Kısacası, SSRO ile mandibuler ilerletme ameliyatından sonra, masseter ve medial pterygoid kaslarındaki değişikliklerin, kondiler üzerinde artan bir baskıya ve kondilde rotasyona neden olma ihtimalinin bulunmadığını göstermişlerdir [163]. Bu çalışma ile benzer olarak, mandibulaya farklı miktarda ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırdığımız, ısırma ve çiğneme sırasında mandibuler kondile gelen stresleri araştırdığımız sonlu eleman analizi modellerimizde yükleme koşulları belirlenirken kas kuvvetlerinin değişmediği kabul edilmiştir. Kontrol grubu ile 5 mm ve 10 mm mandibuler ilerletme yaptığımız tüm modellerde bilgisayar yazılımında anatomik olarak atadığımız kuvvetler Korioto ve ark. yaptığı çalışmadan referans alınmıştır. Çalışmaya göre kas kuvvetlerinin değerleri şöyledir, superfisiyal masseter kas 190.4 N, derin masseter kas 81.6 N, medial pterygoid kas 174.8 N, anterior temporalis kas 158 N, orta temporalis kas 95.6 N, posterior temporalis kas 75.6 N [13]. TME'nin incelendiği SEA çalışmalarında eklem ligamentlerini ve eklem diskine bağlanan yumuşak dokuları modele aktaran çalışma sayısı azdır. Çalışmaların çoğu bu yapıları modellere dahil etmemiştir ve ulaşılan sonuçlar tutarlıdır [164]. Bu nedenle bizim modellememizde eklem ligamentleri ve eklem diskine bağlanan yumuşak dokular dahil edilmemiştir.

Okluzal kuvvetler ile TME üzerinde bir yüklenme gerçekleştirilmektedir. Ortognatik cerrahi sonrası ısırma kuvvetlerinde değişiklik olup olmadığı araştırılan konular

arasındadır. Alt çenenin yeniden konumlandırılmasıyla okluzal temas alanındaki değişikliğin okluzal kuvvette değişikliğe neden olup çene kaslarının fonksiyonunu da etkilediği düşünülmüştür [2, 165]. Bazı araştırmacılar da kasın atrofiye uğradığı ve propiyoseptif mekanizmalarla ilgili olarak çiğneme kuvvetlerinin azalabileceğini düşünmektedir [166]. Throckmorton ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada ortognatik cerrahi öncesi ve cerrahiden sonra 6. ay ve 1, 2 ve 3. yıllarda ısırma kuvvetlerindeki değişiklik araştırılmıştır. Mandibulanın ileri ve geri alındığı 117 hasta üzerinde çalışılmıştır. Santral kesiciler, sağ ve sol kaninler premolar ve molarlarda maksimum ısırma kuvveti, standart bir dönüştürücü kullanılarak ölçülmüştür. Mandibuler ilerletme yapılan hastalarda kasların gerilmesine bağlı olarak ısırma kuvvetlerinde artış beklenmiştir. Ancak maksimum ısırma kuvvetleri karşılaştırıldığında önemli ölçüde sayılmayan küçük değişiklikler ölçülmüştür. Mandibulanın geri alındığı ameliyatlarda 2 ve 3 ay sonra maksimum ısırma kuvvetlerinde azalma olduğu, bununla birlikte, ameliyat öncesi kuvvet seviyelerinin ameliyattan sonraki ilk 6 ay içinde tekrar kazanıldığı ve ısırma kuvvetinin daha sonra düzelmeye devam ettiği görülmüştür [167]. Bu çalışmalara dayanarak bizim çalışmamızda mandibulanın cerrahi olarak ilerletilmesinden sonra kondile gelen stresler ölçülürken okluzal kuvvetlerin değişmediği kabul edilmiştir. Ferrario ve ark.'nın yaptığı çalışma referans alınarak ısırma kuvvetleri kesicilerde 93 N, molar bölgesinde 234 N olarak kabul edilmiştir [61].

Ortognatik cerrahi sonrasında kondilde meydana gelen değişimlere bakıldığında, kondil pozisyonunda değişiklik olması, kondil rezorpsiyonu ve relaps gerçekleşme potansiyelinin olduğu bildirilmiştir [168-172]. Kondil pozisyonunu, okluzyon, kraniyofasiyal morfoloji, eklem diski ve kuvvetler ile ilişkilidir [173-175]. Operasyondan sonra stabilitenin sağlanabilmesi için kondilin operasyon öncesi konumunda korunması önemlidir [176, 177]. Kondili orijinal pozisyonunda korumanın ve relapsı önlemenin en önemli adımı proksimal segmentin kontrolüdür [169]. Kondil proksimal segmentin temel elemanıdır ve glenoid fossa içerisinde pozisyonunun doğru konumlanması postoperatif stabilite açısından en önemli unsurdur [169]. Proksimal segmentin operasyon sırasında pozisyonunun değişikliğini önlemek amacıyla kondil pozisyonlardırıcı aygıt gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir [178, 179]. Ancak bu yöntemler operasyon öncesinde hazırlık ve özel ekipman gerektirdiği için tedavi süresini uzatmaktadır ve maliyeti arttırmaktadır. Bu sebeple

yaygın olarak kullanılmamıştır [180]. Gerressen ve ark.'nın 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada, kondil pozisyonlandırıcı aygıt kullanımının, manuel olarak kondil pozisyonlandırmaya göre avantajının olup olmadığını araştırmışlar ve uzun dönemde daha üstün olmadığını ve eşit TME fonksiyonu sağlandığını belirtmişlerdir [181]. Çalışmalara göre kondil deplasmanının 2 mmden küçük olması klinik olarak anlamlı kabul edilmemektedir [182].

Mandibular düzlem açısının büyük olması, kondilin posteriora konumlanmış olması, arka yüz yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine oranının azalmış olması, TME disfonksiyonunun bulunması, operasyon sırasındaki travmatik stres nedeniyle vasküler nekroz, operasyon sırasında kemik segmentleri birbirinden ayrıldıktan sonra proksimal parçanın fossa içerisinde doğru konumlandırılmaması gibi faktörler kondil rezorpsiyonuna yol açan sebeplerdendir. Kondile gelen kuvvetlerin artmasıyla, kondilin sinoviyal sıvıdan beslenmesi azalmaya başlayacaktır ve kondil rezorpsiyonu meydana gelmesine neden olacaktır. Yapılan bir çalışmaya göre mandibulaya uygulanan kuvvetler kondilde golf sopası benzeri açılanmalar oluşturmaktadır [183]. Petroviç ve ark. rat mandibulasında yaptıkları bir çalışmada kuvvet uygulandığında kondil başı ve anterior kondil boynuna yapışmış olan lateral pterigoid kasın üst ve alt karınlarının uzaması ile periostta gerilim oluşmuş ve bu bölgede kemik depozisyonunu stimüle edilmiştir. Mandibuler kondilin anteriorunda yeni kemik oluşumu ve kondil başı ile boynu arasında açılanma gerçekleşmiştir [184]. Yang ve ark.'nın yaptığı bir başka çalışmaya göre posterior kondiler pozisyon, diğer kondiler pozisyonlardan daha fazla fiziksel yüklenmeye maruz kalmaktadır. Bu nedenle bruksizm gibi aşırı yüklenmelerin de etkisiyle TME bozuklukları üzerinde hızlandırıcı etkiye ve eklem diskinin anteriora kaymasına neden olabilir [31].

SSRO operasyonu sonrası yapılan ilk çalışmalarda relaps etkeni olarak mandibulanın çevresindeki bağ dokunun gerilmesi üzerinde durulmuştur [185]. Ancak bağ dokuda meydana gelen gerilmenin tek başına relapstan sorumlu olmadığı düşünülmektedir. Relapsın gerçek mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır ancak multifaktöriyel nedenlerle oluştuğu düşünülmektedir [186]. Relapsın etyolojisinde çenelere yaptırılan ileri veya geri hareket miktarı, kondillerin orijinal konumlarında pozisyonlandırılması, yumuşak doku ve kas kuvvetleri, mandibuler düzlem açısı, kemik yapılarıdaki remodelling, operasyonu gerçekleştiren cerrahın deneyimi ve hastanın yaşının etkili olduğu belirtilmektedir. Relaps miktarının cinsiyete göre farkı

yapılan çalışmalarca gözlenmemiştir [82]. Lake ve ark. yaptıkları çalışmada postoperatif relapsın kişiden kişiye değişiklik gösterdiğini iddia etmişlerdir [185].

Diş hekimliğinde, geçmişten günümüze fotoelastik stres analizi, gerinim ölçer yöntemi, kırılğan vernik kuvvet analizi yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi ve SEA gibi farklı prensiplerle çalışan analiz metodları kullanılmıştır. Karmaşık bir yapı üzerinde biyomekanik inceleme yapılması açısından en iyi yöntemin SEA olduğu düşünülmektedir [187]. SEA çalışmaları insan, hayvan veya kadavra gibi canlı, cansız ya da kompleks dokularda yapılması oldukça güç olan çalışmaların, gerçek bir modele ihtiyaç duymadan BT taraması ve bilgisayar programı ile ağ yapısına dönüştürülerek, sanal ortamda üç boyutlu modelinin elde edilmesinden sonra stres, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas ve kantitatif olarak incelenmesini sağlayan matematiksel bir yöntemdir. SEA yöntemi non-invaziv bir yöntemdir. Zaman açısından kısa sürede sonuca ulaştırabilen ve güvenilir olan bu yöntemde çalışma kolayca tekrar edilebilir [134, 136, 188]. Bu özelliklerinden dolayı maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapıların incelenmesinde oldukça uygun bir yöntemdir [189]. Tıp ve sağlık alanında kullanımı yaygın olan bu yöntem daha önce de kalça, diz ve spinal implantlar gibi ortopedik aygıtların kuvvet yüklemeleri karşısındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için kullanılmıştır [190, 191]. TME üzerine gelen streslerin klinik olarak incelemesi anatomik ve fizyolojik yapısından dolayı zordur. Bu nedenle sonlu eleman analizi çalışmaları sık kullanılır hale gelmiştir. Sonlu eleman modellerinin gelişmesi eklem diski, kondil başı ve fossa eminens kompleksine gelen baskı, gerilim ve Von Mises streslerinin değerlendirilebilmesi, eklem daha çok komponentinin dijital ortamda taklit edilebilir hale gelmesi, disk deplasmanı ve patolojik durumların simule edilmesi ile yöntemin güvenilirliği ve kullanımı artmaktadır [15, 108]. SEA incelenecek olan karmaşık yapıyı kendinden daha basit ve küçük, düzgün geometrik şekillere sahip parçalara ayırılır, bu sayede analizin incelenmesi ve hesaplaması daha basit hale getirilir [192, 193]. Karmaşık yapı ne kadar çok sayıda düzgün geometrik şekle sahip parçalara ayrılırsa analiz sonuçları daha kesin ve gerçeğe yakın olacaktır. Maksillofasiyal bölgedeki yapılar SEA dışındaki diğer analiz metodları ile incelenemeyecek kadar detaylı ve komplikedir [193]. SEA, maksillofasiyal bölgedeki travmaların tedavilerinin analizinde, osteosentez sistemlerinin yerleştirilmesinde ideal pozisyonunu ve maruz kalacakları yükleri belirlemede, mini plak ve vidalarda,

planlı olarak gerçekleştirilen farklı osteotomi tekniklerinin biyomekanik analizlerinin yapılabilmesinde, dental implantların kemik içine yerleştirilmesi sırasında kemikte ve implantta oluşan streslerin incelenmesinde, distraksiyon osteogenezi yapılacak vakalarda sert ve yumuşak dokulara uygulanacak kuvvetin ayarlanması, vektör hesaplamaları, distraksiyon aygıtının tasarımı ve adaptasyonunda, protetik restorasyonlarda diş ve çevre dokulara meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [104, 134, 136, 188, 189, 194].

Sonlu elemanlar analizi yönteminde üzerinde tartışılan diğer bir konu da incelenecek cismin model oluşturulurken tamamının mı yoksa çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerektiğidir. 1993 yılında Meijer ve ark. alt çenede mental foramenler arasında yapacakları bir çalışma için, hem alt çenenin tamamının hem de sadece mental foramenler arasında kalan bölgenin modellendiği farklı matematiksel modeller üzerinde çalışmalarını yürütmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı modelde istenilen sonuçlara ulaşılabilmiştir. Buna dayanarak mandibulanın tamamının modellenmesinin zaman kaybı olduğu için gerekmediğini ve elde edilen sonuçlara etki etmediğini savunmuşlardır [195]. Bizim çalışmamızda da buna dayanarak mandibulaya farklı ilerletme yapılırken temporomandibuler eklem fossasının sabit tutulmasının yeterli olduğu anlaşılmış ve maksilla modellenmesi yapılmamıştır.

SEA'nın 2 boyutlu ve 3 boyutlu analiz tipleri vardır. 2 boyutlu analizlerde çalışılacak problemin karmaşıklığı yansıtılamamakta ve verilerin doğruluğu kısıtlanmaktadır [136, 196]. 3 boyutlu analizlerde ise; karmaşık geometrik yapıların 3 boyutlu modellenmesinin mümkün olmasından dolayı biyomekanik analizleri mümkündür. Bu nedenle daha güvenilirdir [197]. Bu bilgilere dayanarak bizim çalışmamızda 3 boyutlu SEA yöntemi kullanılmıştır. Diş hekimliğinde üç boyutlu SEA metodunun kullanıldığı ilk çalışma 1983 yılında Rubin ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada alt sağ birinci büyük azı diş modellenip mine ve dentindeki baskı gerilimleri incelenmiştir [132].

Kemik, dentin gibi dokular anizotropiktir. Anizotropik materyaller homojen değildir ve farklı yönlerde farklı özellik göstermektedirler. Stres dağılımı ve dağılımın incelenmesi anizotropik materyallerde güçtür. Bu nedenle daha önceki çalışmalarda

olduğu gibi bizim çalışmamızda da bütün materyaller izotropik, homojen ve lineer kabul edilmiştir [124, 196].

İlk defa 1984 yılında kadavra TME'sinin üç boyutlu BT ile görüntülemesi elde edilmiştir. Bu görüntüde TME'nin bütün anatomisi ve komşu yapıları kaydedilmiştir [198]. 1986 yılında iki kadavradan elde edilen üç boyutlu BT görüntülemesi ile TME'nin iskeletsel yapıları çok iyi gözlemlenebilmiştir [199]. 1987 yılında Gupta ve ark. ilk defa mandibulanın 3 boyutlu modelini hazırlamışlardır. İlk defa 1992 yılında Koriototh ve ark. bir kafatasının BT görüntüleri ile üç boyutlu mandibula elde etmiş ve sonlu eleman analizi yapmışlardır. Elde ettikleri modelde 5580 nod ve 4572 eleman bulunmaktadır. Analiz yapılacak modele elemanların elastisite modül değerleri ve poisson özellikleri verilerek çalışma yürütülmüştür [13]. Chen ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada ise doku özellikleri bir kadavra temporomandibuler eklemde ölçülmüş ve normal sagittal çene hareketleri sırasında mandibuler disk, kondil ve fossa-eminens kompleksinden oluşan temporomandibuler eklem modeli oluşturularak doğrusal olmayan sonlu elemanlar analizi ile eklem üzerinde oluşan stresleri ölçülmüştür [200].

Son yıllarda mandibulanın farklı pozisyonlarında maruz kaldığı yüklerin dağılımına yönelik çalışmalar yoğunlaşmıştır [201, 202]. Yapılan literatür taramasında mandibulanın ilerletilmesi ve rotasyonu sonucu relaps, kondil rezorpsiyonu, fiksasyon sistemlerine gelen streslerin incelenmesi üzerine çok sayıda çalışmaya rastlanmış, ancak farklı ilerletme ve rotasyon miktarına göre kondil üzerine gelen stres farklılıkları araştırılmamıştır. Bu nedenle bizim çalışmamızda, farklı ilerletme miktarları uygulanan ve saatin tersi yönde rotasyon yaptırılan mandibulada posterior açılı kondil üzerine gelen stresler sonlu eleman analizi ile değerlendirilmiştir. Çalışmamızda yetişkin bireye ait üç boyutlu kafa yüz modelinin oluşturulmasında 411201 düğüm noktası ve de tamamı tetrahedron olmak üzere 3879967 eleman kullanılmıştır.

Literatüre bakıldığında fiksasyon tekniklerinin kondilde oluşturuduğu stres üzerinde çalışmalar bulunmaktadır. Tüm fiksasyon tekniklerinde kondile gelen streslerin incelendiği bir sonlu eleman analizi çalışmasında, kondilin posteriorunda stres miktarının anteriora göre daha fazla olduğu gözlenmiştir. Fiksasyon tekniği olarak miniplak kullanımında kondilin posteriorundaki stresin anteriora göre 2 kat,

bikortikal vida kullanımında ise 4 kat olduğu gözlenmiştir [203]. Miniplaklarla birlikte monokortikal vidaların mekanik direnci düşük olmasına rağmen; intraoral yaklaşım olması, vasküler ve sinir hasarı riskinin düşük olması, miniplakların bükülebilir olmasıyla kemik segmentlerine uyum sağlayabilmesi ve bu sayede kondilde meydana gelen baskının daha düşük olması nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [74]. Bu nedenle biz de çalışmamızda fiksasyon tekniği olarak kliniğimizde rutin olarak kullanılan miniplak ve monokortikal vida sistemini tercih ettik.

Mandibuler ilerletme miktarının 6mm den fazla olduğu vakalarda horizontal yönde relaps miktarı daha fazla olmaktadır. Yapılan bir çalışmada ilerletme miktarının artması ile birlikte fiksasyon sistemi üzerindeki stres ve kemik segmentlerindeki hareket miktarının arttığı sonucuna ulaşılmıştır [204].

Ortognatik cerrahi operasyonlar kondilde yeniden şekillenme ve kondil rezorpsiyonuna neden olabilir. Kondil rezorpsiyonu ortognatik cerrahiden sonra elde edilen yeni maksillomandibuler pozisyonun değişmesi ve relapsı ile sonuçlanabilecek komplikasyondur. Anterior açık kapanışı olan hastalarda mandibuler ilerletme yapıldıktan sonra kondiler rezorpsiyon meydana geldiğinde radyografik olarak kondilde değişiklikler ve simetrik açık kapanış relapsı görülebilir. Politis ve ark. yaptıkları bir çalışmada kondil rezorpsiyonunu mandibuler ilerletme sonrası önemli derecede relaps, anterior açık kapanış, azalmış kondil hacmi, azalmış ramus yüksekliği, bir ya da iki eklemdede ağrı, azalmış ağız açıklığı ve eklem seslerinin oluşması şeklinde tanımlamışlar ve Le fort I ve SSRO'dan sonra kondiler rezorpsiyon sıklığı araştırılmıştır. Çalışmaya dahil edilen 730 hastanın 6'sında (%0.82) rezorpsiyon görülmüştür. Operasyondan sonra en kısa sürede rezorpsiyon görülen hasta ileri derecede retrognatik mandibulaya saatin tersi yönünde rotasyon ve genioplasti yaptırılan hastadır ve 3 ay sonra rezorpsiyon görülmüştür. Rezorpsiyon görülen diğer hastalarda 1 yıl içinde açık kapanış relapsı ve radyografide kondillerde değişiklik ortak özelliktir. Kondiler rezorpsiyonunun SSRO ile mandibuler ilerletme sonrası daha sık görüldüğünü, mandibulaya saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılmasının bu riski arttırdığını ve sınıf III hastalarda ise çok nadir olduğunu belirtmişlerdir [205]. Posnick ve ark. da yaptıkları çalışmada benzer sonuçlar bulmuşlardır. Operasyondan sonra radyografide kondil başının şeklinde düzleşme veya incelme gibi değişmeler, kondil yüksekliğinde azalma, posterior yüz

yüksekliğinde azalma, saat yönünde mandibulanın yeniden pozisyonlanması ve sınıf II açığı, 3 ay sonra Posnick'in bulduğu ilk belirtilerdir [45]. Sonuç olarak kondil rezorpsiyonuna sebep olacak operasyona bağlı faktörler mandibuler ilerletme, maksillanın gömülmesi, mandibuler otorotasyon ve çift cene ortognatik cerrahi girişimlerdir. Klinik gözlemlere göre fizyolojik remodeling, adaptasyonel değişikliklerin olmasına izin vermek veya rezorpsiyon ile iyileşme mekanizması oluşabilmektedir [205].

Politis ve ark. posterior açılı kondil boynunun rezorpsiyon ve relaps açısından risk faktörü olduğunu belirtmişlerdir [205]. Bizim çalışmamızda da buna benzer olarak posterior açılı kondillerde stres daha yüksek ölçülmüştür. Yüksek strese maruz kalması rezorpsiyon ve relaps riskini arttırmaktadır.

Chen ve ark. kondiler rezorpsiyonun ortognatik cerrahi ameliyatı sonrasında literatüre göre yaklaşık %4-8 arasında değişen oranlarda karşılaşılan bir komplikasyon olduğunu ve etyolojisinin hala belli olmadığını belirtmişlerdir. Kondil pozisyonundaki değişiklik relapsa sebep olan diğer faktörlerden biridir. Kondillerin ameliyat esnasında manuel manipülasyonu mümkündür ve posterior konumlandırılabilir. Kondiller ameliyattan hemen sonra postero-inferior, ameliyattan 3 ay sonra antero-superior yönde hareket eğilimindedir. Saatin tersi yönünde distal ve proksimal segmentin rotasyonu ve posterior kondil deplasmanı kondil rezorpsiyonu için ameliyata bağlı cerrahi risk faktörü olarak ele alınır. Oysa ki posterior açılanmış kondil boynu ameliyatsal olmayan risk faktörüdür. Saatin tersi yönünde rotasyonla kondil posterior rotasyon yaptığı zaman kondilin antero-posterior kondil yüzeyi daha superior pozisyonlanmaktadır. Kondil boynu posterior açıldığı zaman daha önceden az yüklenmiş olan anteroposterior kondil yüzeyi daha fazla yük altında kalmaktadır [206]. Bizim çalışmamızda ise, Model 1'de Von Mises stres değeri kondilin antero-superior ve medialinde en yüksek iken, Model 2'de superiorunda, Model 3'te postero-superior ve medialinde, Model 4'te postero-superior ve lateralinde ve Model 5'te postero-superiorunda en yüksek ölçülmüştür. Stresin en yüksek ölçüldüğü alan posteriora ve laterale doğru kaymıştır. Çekme stresi Model 1'de kondilin antero-superior ve superiorunda en yüksek iken, Model 2 ve 3'te superiorunda, Model 4'te lateralinde, Model 5'te postero-superior ve lateralinde en yüksek ölçülmüştür. Basma stresi Model 1'de kondilin superior ve medialinde en düşük iken, Model 2 ve 3'te postero-superior ve medialinde, Model 4'te postero-

superior ve lateralinde, Model 5'te postero-superiorunda en düşük ölçülmüştür. Çekme ve basma stresinin en fazla ölçüldüğü alan kondilin posterior ve lateraline doğru kaymıştır. Önceden yüklenmeyen ya da az yüklenen kondilin lateralinde tüm stres tiplerinde artma görülmüştür. İlerletme miktarı ve kondilin posteriora açılması arttıkça, kondilin lateralinde stres miktarı artmış ve stresin en yüksek ölçüldüğü alan kondilin daha posteriorunda konumlanmıştır. Kondil başının tümü değerlendirildiğinde ise Model 2,3,4 ve 5'te kondilin antero-superioru en yüksek stres değerinin ölçüldüğü alan olmamasına rağmen kontrol grubuna göre daha fazla yüke maruz kaldığı görülmüştür.

Çalışmamızda, mandibulaya farklı miktarlarda ilerletme, proksimal segmentin pasif fiksasyonu ve alt sınırının distal segmente göre düzeldiği 5 farklı modelde kondil üzerine gelen baskı, gerilim ve Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. Modellerin Von Mises stres yoğunlukları karşılaştırıldığında Model 1'den Model 5'e doğru gidildikçe stres yoğunluğunun en yüksek olduğu alan daha posteriorunda konumlanmıştır. Von Mises stres yoğunluğunun en yüksek değeri Model 5'te ölçülmüştür. Bunu sırasıyla Model 3, Model 4, Model 2 ve Model 1 izlemektedir. Aynı miktar ilerletme yapılan, proksimal segmentin alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edildiği modellerde pasif şekilde fikse edilen modellere göre Von Mises stres değerleri daha yüksek çıkmıştır ve stresin en yüksek olduğu alan daha posteriorunda konumlanmıştır. Kondilin posteriora açılması daha fazla stres altında kalmasına sebep olmaktadır. 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırı düzeltilerek fiksasyonun yapıldığı modelde, 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif fiksasyon yapıldığı modele göre stres değerleri daha yüksek çıkmıştır. Kondilin posterior açılması daha düşük ilerletme miktarına rağmen daha fazla stres altında kalmasına sebep olmaktadır. Kontrol grubunda ve 5 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde stres genellikle kondil başının medial yüzeylerinde gözlenirken, 10 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde kondilin lateral yüzeyleri de stres altında kalmaktadır. Chen ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya benzer olarak kondilin posterior açılması ile daha önce az stres altında olan bölgelerde stres değerleri artmıştır.

Mandibuler ilerletme miktarı arttıkça kondilin lateral yüzeylerini Von Mises, çekme ve basma stresi etkilemektedir. Ayrıca kontrol grubu ve 5 mm ilerletme yaptırılan modellerde çiğneme sırasında daha yüksek stresler ölçülmesine rağmen ısırma

sırasında kondil başının genelinde stres yoğunluğu daha fazladır, 10 mm mandibuler ilerletme yaptırılan modellerde ise çiğneme sırasında daha yüksek stresler ölçülmesine paralel olarak çiğneme sırasında kondil başının genelinde stres yoğunluğu daha fazladır. Mandibuler ilerletme miktarı arttıkça çiğneme sırasında ısırma göre kondil başında stres yoğunluğu artmaktadır.

Mandibuler ilerletme miktarı arttıkça Von mises, gerilim ve baskı streslerinde artış izlenmiştir. Ayrıca ilerletme miktarı arttıkça tüm stres gruplarında en yoğun olan bölge kondilin posterioruna kaymıştır. Bununla birlikte proksimal segmentin alt sınırının distal segmente göre düzeltilerek fikse edildiği modellerde pasif şekilde fikse edilen modellere göre çekme ve baskı streslerinde artma olduğu gözlenmiştir. Burdan çıkardığımız sonuç, fiksasyon sırasında kondilin orijinal pozisyonunda korunmaması durumunda üzerine gelen stres miktarının arttığıdır.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer çalışmalar literatürde bulunmaktadır. Yapılan araştırmalarda, kondilin farklı bölgelerine gelen kuvvet miktarlarının farklı olduğu bildirilmiştir. Ortodontik tedavi gören sınıf II hastalarda Herbst aпараты kullanarak mandibulanın kademeli olarak öne alınması sırasında kondilde meydana gelen stresleri sonlu eleman analizi ile inceleyen bir çalışmaya göre kondilin posteriorunda çekme gerilmesi oluşurken, anteriorunda basma gerilmesi meydana geldiği bildirilmiştir [124].

Tanaka ve ark. maksimum diş sıkma sırasında TME'de oluşan stresleri incelemek için MRG teknolojilerinden yararlanarak 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturmuştur. Elde edilen sonuca göre kondilin anterior, orta ve lateral yüzeyinde baskı stresi, posterior ve medial yüzeyinde çekme stresi meydana gelmiştir. Maksimum çekme stresi kondilin posteriorundadır [164].

Literatürde, mandibuler ilerletme sonucunda kondil üzerinde oluşan stres ve gerilimler SEA yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Örneğin, Gupta ve ark.'nın 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada mandibulaya 5 mm horizontal ilerletme yaptırılmasından sonra mandibula kondilinin posteriorunda ve posteriosuperiorunda çekme stresi, kondilin anteriosuperiorunda ise basma stresi gözlemlenmiştir. En yüksek stres kondilin posteriorunda ve posteriosuperiorunda saptamışlardır. Bu alanlarda rezorptif bölgeye rastlamışlardır [12].

Shrivastava ve arkadaşlarının yaptığı bir SEA çalışmasında mandibula 5 mm ve 7.5 mm öne alınmış ve kontrol grubuna göre mandibuler kondildeki stresler değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda en yüksek çekme stresi kondil başının superiorunda, basma stresi antero-superiorunda iken mandibuler ilerletme ile birlikte stresler daha posterior banda kaymıştır. İlerletme miktarı arttıkça kondil başının posterosuperior kısmında stres artmış ve lokasyonu kondil başında 5 mm ve 7.5 mm mandibuler ilerletmelerde farklılık göstermiştir. 7.5 mm ilerletmede en yüksek stres daha posteriorda ve daha yüksek değerde ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile benzer niteliktedir [14]. Aynı şekilde Zhou ve ark.'nın yaptığı mandibulanın 8 mm öne ve 4 mm aşağı alındığı sonlu eleman analizi çalışmasında bizim çalışmamıza benzer olarak kondilin anterior bölgesinde basma, posterosuperior bölgesinde çekme streslerinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir [207].

Mandibuler ilerletme ve rotasyon hareketlerinden sonra kondil pozisyonu ve açı değişimlerini inceleyen pek çok çalışma yapılmıştır Alder ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada mandibuler ilerletmeden sonra kondil pozisyonları x, y,z koordinatlarında değerlendirilmiş, koronal düzlemde ortalama 3.5^0 artma ve 4.3^0 azalma görülmüştür. Proksimal segment 3.2^0 superior, 8.6^0 inferior yönde rotasyon yapmış; kondil 1.2 mm superior, 1 mm inferior, 1.6 mm anterior ve 1.6 mm posteriora hareket etmiştir [208]. Bizim çalışmamızda kondilin açısal değişikliklerini ve hareket miktarını incelediğimizde tüm modellerde mandibuler ilerletmeden sonra postero-inferiora doğru hareket ve açılanma gözlenmiştir. Modellerde ilerletme miktarının artması ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edilmesi açının ve hareket miktarının artmasına sebep olmaktadır.

Bizim çalışmamıza benzer olarak Chen ve ark. 2013 yılında yaptıkları bir çalışmada Le fort I ve SSRO kombinasyonu ile mandibuler ilerletme sonrası kondil pozisyonunun değişikliğini incelemişlerdir. 31 hasta üzerinde yapılan araştırmada ameliyattan hemen sonra kondillerin postero-inferior yönde hareket ettiğini belirtmişlerdir [206].

Çalışmamızda mandibuler ilerletme yapılan modellerde y ekseninde gonial açı değişiklikleri, kondil açı değişiklikleri ve kondilin üzerinde seçilen sabit bir noktanın hareketleri incelenmiştir. Model 1'e göre gonial açı Model 2'de 8.61^0 , Model 3'te 4.68^0 , Model 4'de 7.42^0 , Model 5'te 3.73^0 azalma göstermiştir. Mandibuler

ilerletmeden sonra gonial açıda en fazla değişiklik Model 2’de en az değişiklik Model 5’te görülmüştür. Aynı miktar ilerletme yapılan, proksimal segmentin alt sınırı distal segmente göre düzeltilerek fikse edildiği modellerde pasif şekilde fikse edilen modellere göre gonial açıdaki değişiklik daha azdır. Ayrıca 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3’te, 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif şekilde fikse edildiği Model 4’e göre gonial açıda meydana gelen değişim daha azdır. Aynı ilerletme miktarına sahip modeller arasında fiksasyon sırasında proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırı düzeltilerek fikse edilen modellerde kondilin postero-inferiora hareketi daha fazladır. Ayrıca 5 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin distal segmente göre alt sınırının düzeltilerek fikse edildiği Model 3’te, 10 mm mandibuler ilerletme ve proksimal segmentin pasif şekilde fikse edildiği Model 4’e göre postero-inferior hareket daha fazladır.

Mandibulanın cerrahi olarak saatin tersi yönünde rotasyonu ile yukarı ve öne alınması sonucunda, mandibuler ilerletme miktarı arttıkça kondilin posterioru ve lateralinde stres miktarı artmaktadır. Aynı ilerletme miktarında kondilin fiksasyon sırasında daha posteriora konumlanması stres miktarını arttırmaktadır ve stres yoğunluğunun kondil başının daha posteriorunda konumlanmasına sebep olmaktadır. Kondilin fiksasyon sırasında posterior açılanması ilerletme miktarının artmasına göre stresin artmasında daha etkilidir. Basma stresleri daha çok antero-superior ve superiorda gözlenirken, çekme stresleri postero-superiorda gözlenmektedir.

Kondilin fiksasyon sırasında orijinal pozisyonunu korumamak relapsa neden olabilir. İlerletme miktarının artması ile kondilde meydana gelen rezorpsiyon artabilir ve relapsa neden olabilir. Kondilin fiksasyon sırasında posteriora açılanması ile üzerine gelen stres miktarı da artmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mandibulaya saatin tersi yönünde rotasyon ve ilerletme yaptırılan modellerimizde mandibuler ilerletme miktarının kondil başı üzerindeki Von Mises, gerilim ve baskı streslerinin araştırıldığı sonlu eleman analizi çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda araştırdığımız mandibulanın farklı ilerletme ve rotasyon miktarına göre kondil üzerine gelen stres farklılıkları sonlu eleman analizi çalışmasının literatürde olmaması, bizim çalışmamızın ilk çalışma niteliği taşımasına neden olmaktadır.
2. Maksillomandibuler komplekse saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılması ile konvansiyonel ve saat yönünde rotasyon yaptırılan yöntemlere göre daha fazla ilerletme kaydedilmiştir. Bu, saatin tersi yönünde rotasyon yönteminin diğer yöntemlere göre mandibulada daha fazla ilerleme kaydedebileceği anlamına gelir.
3. Mandibuler ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yaptırılan olgularda, mandibuler ilerletme miktarı kondilin üzerine gelen stres miktarını arttırmaktadır.
4. Mandibuler kondilin fiksasyonu sırasında orijinal pozisyonunu korunmaması ve posteriora daha da açılması ile üzerine gelen stres miktarı da artmaktadır.
5. Mandibuler ilerletme ve saatin tersi yönünde rotasyon yapıldığında mandibuler kondil ilerletme miktarına ve fiksasyona bağlı olarak açısal değişimler gösterebilir ve deplase olabilir.
6. Sonlu eleman analizi çalışmalarının dezavantajı olarak birçok değişkenin sabit alınması gerekmesine rağmen, çalışma sonuçları literatürde desteklenen, güvenli biyomekanik çalışmalar yapılmasını sağlamaktadır. Ancak anatomi, fizyoloji, patolojik durumlar ve tedavi planlamalarını daha iyi taklit edebilen sonlu eleman analizi çalışmaları yapılmalıdır.
7. Sonlu eleman analizi çalışmaları kemik iyileşmeleri hakkında bilgi vermemektedir. Stres parametreleri değerlerinin yanında farklı ilerletme miktarlarının kemiksel iyileşmelerinin farklı olup olmadığının klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Van Sickels, J.E.** (1999). *Condylar position with rigid fixation versus wire osteosynthesis of a sagittal split advancement*. 57(1): p. 31-34.
- [2] **Ülgen, M.** (2007). *Ortodonti (Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı)*. Ankara, 3. Baskı.
- [3] **Steiner, C.C.** (1959). *Cephalometrics in clinical practice*. 29(1): p. 8-29.
- [4] **Posnick, J.C.** (2013). *Principles and practice of orthognathic surgery*. Elsevier Health Sciences.
- [5] **Proffit, W.R.** (2007). *The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension*. 3(1): p. 21.
- [6] **Reyneke, J.P.** (2003). *Essentials of orthognathic surgery*. Quintessence Chicago.
- [7] **Panula, K.** (2004). *Correction of dentofacial deformities with orthognathic surgery: Outcome of treatment with special reference to costs, benefits and risks*.
- [8] **Wenzel, A.** (1989). *Relationships of changes in craniofacial morphology, head posture, and nasopharyngeal airway size following mandibular osteotomy*. 96(2): p. 138-143.
- [9] **Kiyak, H.A.** (1986). *Personality characteristics as predictors and sequelae of surgical and conventional orthodontics*. 89(5): p. 383-392.
- [10] **Mani, V.** (2010). *Surgical treatment in Surgical Correction of Facial Deformities*. New Delhi: JP Medical Ltd: p. 101.
- [11] **Ellis, E., Surgery M.** (2009). *Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies*. 67(11): p. 2528-2533.
- [12] **Gupta, A.** (2009). *Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element study. Part 2*. 135(6): p. 749-756.
- [13] **Korioth, T.W., Romilly, D.P.** (1992). *Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible*. 88(1): p. 69-96.
- [14] **Shrivastava, A.** (2014). *Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A three-dimensional finite element study*. 85(2): p. 196-205.
- [15] **Hirose, M.** (2006). *Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching*. 114(5): p. 441-448.
- [16] **Koolstra, J.** (1988). *A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces*. 21(7): p. 563-576.

- [17] **Koolstra, J. and Tanaka, E.** (2009) *Tensile stress patterns predicted in the articular disc of the human temporomandibular joint.* 215(4): p. 411-416.
- [18] **Haerle, F., Champy, M., Therry, B.** (2009). *Kraniyomaksillofasiyal Osteosentez Atlası.* New York: THIEME Çeviri; Apaydın A.
- [19] **Arıncı, K., Elhan, A.** (2001). *Anatomi.* Ankara: Güneş Kitabevi. 42-50.
- [20] **Stearns, J.** (2000). *Revascularization and Healing of orthognathic surgical procedures.*
- [21] **Epker, B.N.** (1984). Oral medicine, oral pathology, *Vascular considerations in orthognathic surgery: I. Mandibular osteotomies.* 57(5): p. 467-472.
- [22] **Scapino, R.P.** (1997). *Morphology and mechanism of the jaw joint,* in *Science and Practice of Occlusion.* Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, IL. p. 23-40.
- [23] **Katzberg, R.W.** (1996). *Temporomandibular joint.* W.B. Saunders Company ed. Philadelphia, 2: p. 41.
- [24] **Alomar, X.** (2007). *Anatomy of the temporomandibular joint. Seminars in Ultrasound, CT and MRI.* p. 170-83.
- [25] **White S.C. Pharoah, M.J.** (2014). *Oral Radiology-E-Book: Principles and Interpretation, Elsevier Health Sciences*
- [26] **Hylander, W.** (2006). *Functional anatomy and biomechanics of the masticatory apparatus in Temporomandibular disorders.* Quintessence Publishing Co, Inc.
- [27] **Radin, E.L.** (1971). *Joint lubrication with artificial lubricants.* 14(1): p. 126-129.
- [28] **Bumann, A., Lotzmann, U. and Mah, J.** (2002). *TMJ disorders and orofacial pain: the role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach.*
- [29] **Pullinger, A.G.** (1987). *Relationship of mandibular condylar position to dental occlusion factors in an asymptomatic population.* 91(3): p. 200-206.
- [30] **Sakancı Öztürk, H. and Çakır, B.** (2013). *Temporomandibular Eklem Bozukluğu Olan Hastalarda Splint Tedavisi Öncesi Ve Sonrasında Mr Ve Klinik Bulguların Korelasyonu.* Turgut Özal Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı, Ankara, p. 74-75.
- [31] **Yang, H.J.** (2013). *Reduced joint distance during TMJ movement in the posterior condylar position.* J Craniomaxillofac Surg, 41(7): p. e159-64.
- [32] **Hinton, R.J. and Carlson, D.S.** (2005). *Regulation of growth in mandibular condylar cartilage.* in *Seminars in Orthodontics.* Elsevier.
- [33] **Kiliaridis, S.** (1999). *Effect of low masticatory function on condylar growth: a morphometric study in the rat.* 116(2): p. 121-125.
- [34] **McNamara, J.A. and Carlson, D.S.** (1979). *Quantitative analysis of temporomandibular joint adaptations to protrusive function.* 76(6): p. 593-611.

- [35] **Wolford, L.M. and Perez, D.E.** (2015). *Clinics, Surgical management of congenital deformities with temporomandibular joint malformation.* 27(1): p. 137-154.
- [36] **Albuquerque, D., Kottoor, J. and Hammo, M.J.** (2014). *Endodontic and clinical considerations in the management of variable anatomy in mandibular premolars: a literature review.*
- [37] **Brunelle, J., Bhat, M. and Lipton, J.J.** (1996). *Prevalence and distribution of selected occlusal characteristics in the US population, 1988–1991.* 75(2_suppl): p. 706-713.
- [38] **Cangialosi, T.J.** (1984). *Skeletal morphologic features of anterior open bite.* 85(1): p. 28-36.
- [39] **Ghafari, J., Brin, I. and Kelley M.B.** (1989). *Mandibular rotation and lower face height indicators.* 59(1): p. 31-36.
- [40] **Dibbets, J.J.** (1985). *The puzzle of growth rotation..* 87(6): p. 473-480.
- [41] **Bresolin, D.** (1983). *Mouth breathing in allergic children: its relationship to dentofacial development.* 83(4): p. 334-340.
- [42] **Sousa, J.B.** (2005). *Cephalometric assessment of the mandibular growth pattern in mouth-breathing children.* 69(3): p. 311-317.
- [43] **Kondo, E.J.** (1993). *The course of treatment of a Class III skeletal open bite case and its analysis.* 12(4): p. 217.
- [44] **Nanda, S.K. and Orthopedics, D.** (1990). *Growth patterns in subjects with long and short faces.* 98(3): p. 247-258.
- [45] **Posnick, J.** (2014). *Orthognathic Surgery - 2. Principles and Practice.* London, UK: Elsevier; p. 1783.
- [46] **Shapiro, P.A. and Orthopedics, D.** (2002). *Stability of open bite treatment.* 121(6): p. 566-568.
- [47] **Kim, Y.H.** (1987). *Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire.* 57(4): p. 290-321.
- [48] **Mizrahi, E.J.** (1978). *A review of anterior open bite.* 5(1): p. 21-27.
- [49] **Nahoum, H.I.** (1975). *Anterior open-bite: a cephalometric analysis and suggested treatment procedures.* 67(5): p. 513-521.
- [50] **English, J.D. and Olfert, K.D.** (2005). *Masticatory muscle exercise as an adjunctive treatment for open bite malocclusions.* in *Seminars in Orthodontics.* Elsevier.
- [51] **von Bremen, J. and Pancherz, H.J.** (2005). *Association between Björk's structural signs of mandibular growth rotation and skeletofacial morphology.* 75(4): p. 506-509.
- [52] **Dung, D.J., Smith, R.J. and Orthopedics, D.** (1988). *Cephalometric and clinical diagnoses of open bite tendency.* 94(6): p. 484-490.
- [53] **Nahoum, H.I.** (1971). *Vertical proportions and the palatal plane in anterior open-bite.* 59(3): p. 273-282.

- [54] **Schendel, S.A.** (1976). *The long face syndrome: vertical maxillary excess*. 70(4): p. 398-408.
- [55] **English, J.D. and Orthopedics, D.** (2002). *Early treatment of skeletal open bite malocclusions*. 121(6): p. 563-565.
- [56] **Ngan, P.** (1996). *Soft tissue and dentoskeletal profile changes associated with maxillary expansion and protraction headgear treatment*. 109(1): p. 38-49.
- [57] **Wessberg, G.A.** (1982). *Autorotation of the mandible: Effect of surgical superior repositioning of the maxilla on mandibular resting posture*. 81(6): p. 465-472.
- [58] **Okeson, J.** (1988). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Forth ed. St. Louis: Mosby, Inc.
- [59] **Okeson, J.** (2007). *Management of temporomandibular disorders and occlusion: Elsevier Health Sciences*.
- [60] **Dutton, M.** (2016). *Dutton's orthopaedic: Examination, evaluation and intervention*. McGraw Hill Professional.
- [61] **Ferrario, V.** (2004). *Single tooth bite forces in healthy young adults*. 31(1): p. 18-22.
- [62] **Wolford, L. and Fields, R.** (2000). *Diagnosis and treatment planning for orthognathic surgery*. 2: p. 24-55.
- [63] **Bloomquist, D.S.** (2004). *Principles of mandibular orthognathic surgery In: Miloro M, editor. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery 2nd Edition. Ontario, Canada: BC Decker Inc.*
- [64] **Miloro, M.** (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. PMPH-USA.
- [65] **Aziz, S.R. and Surgery, M.** (2004). *Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery*. 62(10): p. 1303-1307.
- [66] **Moos, K. and Ayoub, A.** (2010). *The surgical correction of dentofacial deformities, past, present and future*. 1: p. 2-6.
- [67] **Hausamen, J.E.** (2001). *The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future*. 29(1): p. 2-21.
- [68] **Steinhäuser, E.J.** (1996). *Historical development of orthognathic surgery*. 24(4): p. 195-204.
- [69] **Caldwell, J.B. and Letterman G.S.** (1954). *Vertical osteotomy in the mandibular rami for correction of prognathism*. 12: p. 185.
- [70] **Rosen, H.** (2006). *Aesthetic orthognathic surgery. In: JM. M, editor. Plastic Surgery. China: Saunders*.
- [71] **Epker, B.** (1977). *Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible*. 35: p. 157-159.
- [72] **Wyatt, W.J. and Surgery, M.** (1997). *Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique*. 35(2): p. 137-141.

- [73] **Lupori, J.** (2000). *Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback*. 3: p. 297-310.
- [74] **Sato, F.** (2012). *Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis*. 41(8): p. 934-941.
- [75] **Harris, M. and Hunt, N.** (1992). *Ortognatik Cerrahinin Temelleri İngiltere: Nobel. Çeviri; Apaydın, A.*
- [76] **Ellis III, E., Gallo, W. and Surgery, M.** (1986). *Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation*. 44(7): p. 509-515.
- [77] **Bell, W.H.** (1992). *Modern Practice in Orthognathic and Reonstrucitive Surgery*. p. 676-701.
- [78] **Tharanon, W.J. and Surgery, M.** (1988). *Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy*. 56(9): p. 1055-1058.
- [79] **Schmoker, R. and Spiessl, B.** (1976). *Functionally stable osteosynthesis and simulography in sagittal osteotomy of the ascending ramus. A comparative clinical study*. 86(6): p. 582-605.
- [80] **Reitzik, M.J. and Surgery, M.** (1983). *Cortex-to-cortex healing after mandibular osteotomy*. 41(10): p. 658-663.
- [81] **Rubens, B.C.** (1988). *Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation*. 17(6): p. 371-376.
- [82] **Joss, C.U., Vassalli, I.M and Surgery, M.** (2009). *Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review*. 67(2): p. 301-313.
- [83] **Teltzrow, T.** (2005). *Perioperative complications following sagittal split osteotomy of the mandible*. 33(5): p. 307-313.
- [84] **Panula, K.** (2001). *Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: a review of 655 patients*. 59(10): p. 1128-1136.
- [85] **Baek, R.** (2004). *Song, and r. surgery, Transient total facial palsy after bilateral sagittal split ramus osteotomy*. 113(6): p. 1730-1733.
- [86] **Jacks, S.C., et al.** (1988). *A retrospective analysis of lingual nerve sensory changes after mandibular bilateral sagittal split osteotomy*. 56(6): p. 700-704.
- [87] **Schendel, S.A. and Mason, M.E.** (1997). *Adverse outcomes in orthognathic surgery and management of residual problems*. 24(3): p. 489-505.
- [88] **Patterson, A.L., Bagby, S.K. and Surgery, M.** (1999). *Posterior vertical body osteotomy (PVBO): a predictable rescue procedure for proximal segment fracture during sagittal split ramus osteotomy of the mandible*. 57(4): p. 475-477.

- [89] **Peppersack, W.J. and Chausse, J.** (1978). *Long term follow-up of the sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism.* 6: p. 117-139.
- [90] **Franco, J.E.** (1989). *Factors contributing to relapse in rigidly fixed mandibular setbacks.* 47(5): p. 451-456.
- [91] **Schendel, S. and Epker, B.** (1980). *Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases.* 38(4): p. 265-282.
- [92] **Scheerlinck, J.P.** (1994). *Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2–5-year follow-up.* 23(3): p. 127-131.
- [93] **Reyneke, J.P.** (2010). *Essentials of orthognathic surgery.* 2nd edition: p. 154-158.
- [94] **Wolford, L.M.** (1994). *Occlusal plane alteration in orthognathic surgery—Part I: Effects on function and esthetics.* 106(3): p. 304-316.
- [95] **Proffit, W.** (1996). *Orthognathic surgery: a hierarchy of stability.* 11(3): p. 191-204.
- [96] **Hoppenreijns, T.J.** (1998). *Condylar remodelling and resorption after Le Fort I and bimaxillary osteotomies in patients with anterior open bite: A clinical and radiological study aesthetic and reconstructive surgery.* 27(2): p. 81-91.
- [97] **Nakata, Y.** (2007). *Changes in stomatognathic function induced by orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism.* 65(3): p. 444-451.
- [98] **Carlson, D.S.** (1987). *Adaptation of the suprahyoid muscle complex to mandibular advancement surgery.* 92(2): p. 134-143.
- [99] **Gu, G.** (2000). *Hyoid position, pharyngeal airway and head posture in relation to relapse after the mandibular setback in skeletal Class III.* 3(2): p. 67-77.
- [100] **Tselnik, M., Pogrel, M. and Surgery, M.** (2000). *Assessment of the pharyngeal airway space after mandibular setback surgery.* 58(3): p. 282-285.
- [101] **Eggensperger, N. and Smolka, W.** (2005). *Long-term changes of hyoid bone position and pharyngeal airway size following mandibular setback by sagittal split ramus osteotomy.* 33(2): p. 111-117.
- [102] **Sakaguchi, R.L. and Powers, J.M.** (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book.* Elsevier Health Sciences.
- [103] **Ulm, C.** (1992). *Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption.* 74(2): p. 131-136.
- [104] **Caputo, A.A. and Standlee, J.P.** (1987). *Biomechanics in clinical dentistry.* Quintessence Publishing (IL).
- [105] **Atalı, O.** (2011). *Rezorbe Olabilen Miniplak – Vida Sistemlerinin Tavşan Modelinde Biyomekanik Stabilitelerinin Servohidrolik Test Ünitesi Ve Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi.* . Marmara Üniversitesi, İstanbul. <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi>

- [106] **Choi, J.** (2006). *Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages*. 33(12): p. 889-897.
- [107] **Zaimoğlu, A.** (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. p. 515.
- [108] **Van Eijden, T.M.** (2000). *Biomechanics of the mandible*. 11(1): p. 123-136.
- [109] **Cox, T.** (2003). *Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures*. 61(4): p. 481-487.
- [110] **Jafari, A., Shetty, K.S. and Kumar, M.** (2003). *Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study*. 73(1): p. 12-20.
- [111] **Fung, Y.** (2013). *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media.
- [112] **Baran, N.M.** (1988). *Finite element analysis on microcomputers*. McGraw-Hill, Inc.
- [113] **Patnaik, S. and Hopkins, D.** (2004). *Strength of materials: a new unified theory for the 21st century*. Butterworth-Heinemann.
- [114] **Craig, R.G.** (1993). *Restorative Dental Materials*. Ninth ed., St. Louis: Mosby Year Book Inc.
- [115] **Waite, L. and Fine, J.M.** (2007). *Applied biofluid mechanics*.
- [116] **Craig, R. And Powers, J.M.** (2002). *Restorative dental materials*, Mosby, St. Louis, Missouri, USA, p. 672-675.
- [117] **Rho, J.Y., Ashman, R.B. and Turner, C.** (1993). *Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements*. 26(2): p. 111-119.
- [118] **Ferrario, V.F.** (1998). *Facial volume changes during normal human growth and development*. 250(4): p. 480-487.
- [119] **Marghitu, D.B.** (2001). *Mechanical engineer's handbook*. Elsevier.
- [120] **Cattaneo, P.M.** (2003). *The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study*. 123(4): p. 367-373.
- [121] **Moaveni, S.** (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Pearson Education India.
- [122] **HANCI, M., BOZDAG, E. ve ARPACI, A.** (2002). *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000: p. 10-55.
- [123] **Hughes, T.J** (1987). *The Finite Element Method Prentice-Hall*. 1987.
- [124] **Geng, J.P., Tan, K.B. and Liu, G.R.** (2001). *Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 85(6): p. 585-98.
- [125] **ADIGÜZEL, Ö.** (2010). *Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları*. 11: p. 18-23.

- [126] **Ulusoy, M. ve Ak, A.** (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları p. 487-498.
- [127] **Gungor, M.A.** (2002). *The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA)*. J Oral Rehabil, 29(11): p. 1069-75.
- [128] **Yaman, S.** (1995). *Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar*. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 5(1): p. 87-96.
- [129] **Asmussen, E., Peutzfeldt, A. and Sahafi, A.** (2005). *Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth*. J Prosthet Dent, 94(4): p. 321-9.
- [130] **McHenry, D.** (1943). *A lattice analogy for the solution of stress problems*. Journal of the Institution of Civil Engineers, 1943. 21(2): p. 59-82.
- [131] **Hrennikoff, A.** (1941). *Solution of problems of elasticity by the framework method*. J. appl. Mech.
- [132] **Rubin, C.** (1983). *Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model*. Journal of Dental Research, 1983. 62(2): p. 82-86.
- [133] **Moeen, F., Nisar, S and Dar, N.** (2014). *A STEP BY STEP GUIDE TO FINITE ELEMENT ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTOLOGY* Pakistan Oral & Dental Journal, 34(1).
- [134] **Mohammed, S. and Desai, H.** (2014). *Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview*. Oral Hyg Health, 2: p. p. 156.
- [135] **Ebrahimi, F.** (2012). *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. 2012: BoD–Books on Demand.
- [136] **Menicucci, G.** (2002). *Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses*. 13(3): p. 334-341.
- [137] **Logan, D.L.** (2011). *A first course in the finite element method*. Cengage Learning.
- [138] **Ramoğlu, S. ve Ozan, O.** (2014). *Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24(3).
- [139] **Ardary, W.** (1989). *Plate and screw fixation in the management of mandible fractures*. 16(1): p. 61-67.
- [140] **Mariano, L.O.H.** (2012). *Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-D finite element analysis*. Revista Odonto Ciencia, 27(1): p. 41-46.
- [141] **Zampelis, A. and Rangert, B.** (2007). *Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis*. 97(6): p. S35-S43.
- [142] **Paluszny, A., Matthäi, S. and Hohmeyer, M.J.** (2007). *Hybrid finite element–finite volume discretization of complex geologic structures*

and a new simulation workflow demonstrated on fractured rocks. 7(2): p. 186-208.

- [143] **Kimura, A.** (2006). *Adaquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction.* 34(4): p. 193-200.
- [144] **Dai, Z.** (2016). *Evaluation of the transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal split ramus osteotomy with different lingual split patterns and advancement amounts using the finite element method.* 74(11): p. 2286. e1-2286. e11.
- [145] **Peppard, P.E., Austin, D. and Brown, R.L.** (2007). *Association of alcohol consumption and sleep disordered breathing in men and women.* 3(03): p. 265-270.
- [146] **Bohlman, M.E.** (1983). *CT demonstration of pharyngeal narrowing in adult obstructive sleep apnea.* 140(3): p. 543-548.
- [147] **Sadek, H. and Salem, G.** (2007). *Psychological aspects of orthognathic surgery and its effect on quality of life in Egyptian patients.*
- [148] **Nicodemo, D.** (2008). *Effect of orthognathic surgery for class III correction on quality of life as measured by SF-36.* 37(2): p. 131-134.
- [149] **Hutton, C.** (1967). *Patients' evaluation of surgical correction of prognathism; survey of 32 cases.* 25: p. 225-228.
- [150] **Türker, N.** (2008). *Perceptions of preoperative expectations and postoperative outcomes from orthognathic surgery: part I: Turkish female patients.* 37(8): p. 710-715.
- [151] **Cunningham, S.J.** (2000). *Development of a condition-specific quality of life measure for patients with dentofacial deformity: I. Reliability of the instrument.* 28(3): p. 195-201.
- [152] **Proffit, W. Fields, H. and Sarver, D.** (2000). *Contemporary Orthodontics, Mosby, St. Louis, Mo, USA,*
- [153] **McNamara, J.A., Brudon, W.L. and Kokich, V.G.** (2001). *Orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2001: Needham Press.
- [154] **Subtelny, J.D. and Sakuda, M.** (1964). *Open-bite: diagnosis and treatment.* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 50(5): p. 337-358.
- [155] **Zachrisson, B. and Graber, L.** (1986). *Orthodontics, state of the art, essence of the science.*
- [156] **Mobarak, K.A.** (2001). *Mandibular advancement surgery in high-angle and low-angle class II patients: different long-term skeletal responses.* 119(4): p. 368-381.
- [157] **Ooi, K.** (2014). *Factors related to the incidence of anterior disc displacement without reduction and bony changes of the temporomandibular joint in patients with anterior open bite.* Oral and maxillofacial surgery, 18(4): p. 397-401.
- [158] **Reyneke, J.P.** (2007). *Postoperative skeletal stability following clockwise and counter-clockwise rotation of the maxillomandibular complex*

compared to conventional orthognathic treatment. Br J OralMaxillofac Surg, 45(1): p. 56-64.

- [159] **Ko, E.W.** (2013). *Alteration of masticatory electromyographic activity and stability of orthognathic surgery in patients with skeletal class III malocclusion. 71(7): p. 1249-1260.*
- [160] **Abrahamsson, C.** (2007). *Alterations of temporomandibular disorders before and after orthognathic surgery: a systematic review. 77(4): p. 729-734.*
- [161] **Onizawa, K.** (1995). *Alteration of temporomandibular joint symptoms after orthognathic surgery: comparison with healthy volunteers. 53(2): p.117-121.*
- [162] **Panula, K.** (2000). *Effects of orthognathic surgery on temporomandibular joint dysfunction: A controlled prospective 4-year follow-up study. 29(3): p. 183-187.*
- [163] **Dicker, G.** (2015). *Do the changes in muscle mass, muscle direction, and rotations of the condyles that occur after sagittal split advancement osteotomies play a role in the aetiology of progressive condylar resorption? 44(5): p. 627-631.*
- [164] **Tanaka, E.** (2000). *Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. 27(9): p. 754-759.*
- [165] **Çalikkocaoğlu, S.** (2004). *Tam Protezler. Özyurt Matbaacılık Hizmetleri.*
- [166] **Proffit, W.R.** (1989). *The effect of orthognathic surgery on occlusal force. 47(5): p. 457-463.*
- [167] **Throckmorton, G.S.** (1996). *Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. 54(9): p. 1080-1086.*
- [168] **Rebellato, J.** (1999). *Condylar positional changes after mandibular advancement surgery with rigid internal fixation. 116(1): p. 93-100.*
- [169] **Becktor, J.P.** (2002). *Transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal osteotomy. 60(4): p. 395-403.*
- [170] **Ueki, K.** (2005). *Changes in condylar long axis and skeletal stability after bilateral sagittal split ramus osteotomy with poly-L-lactic acid or titanium plate fixation. 34(6): p. 627-634.*
- [171] **Ueki, K.** (2008). *Horizontal changes in the condylar head after sagittal split ramus osteotomy with bent plate fixation. 106(5): p. 656-661.*
- [172] **Van Sickels, J.E.** (1986). *Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. 44(9): p. 703-707.*
- [173] **Weinberg, L.A.** (1979). *Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. 41(6): p. 636-643.*
- [174] **Ciavarella, D.** (2012). *Condylar position indicator and T-scan system II in clinical evaluation of temporomandibular intracapsular disease. 40(5): p. 449-455.*

- [175] **Katzberg, R.W.** (1983). *Internal derangements of the temporomandibular joint: an assessment of condylar position in centric occlusion.* 49(2):p. 250-254.
- [176] **Gassmann, C.J.** (1990). *Causes, location, and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement.* 48(5): p. 450-454.
- [177] **Epker, B.N.** (1986). *Oral medicine, oral pathology, Control of the condylar-proximal mandibular segments after sagittal split osteotomies to advance the mandible.* 62(6): p. 613-617.
- [178] **Leonard, M.** (1985). *Oral, and M. Surgeons, Maintenance of condylar position after sagittal split osteotomy of the mandible.* 43(5): p. 391.
- [179] **Renzi, G.** (2003). *Indications to the use of condylar repositioning devices in the surgical treatment of dental-skeletal class III.* 61(3): p. 304-309.
- [180] **Bettega, G.** (2002). *Computer-assisted orthognathic surgery: clinical evaluation of a mandibular condyle repositioning system.* 60(1): p. 27-34.
- [181] **Gerressen, M.** (2006). *The functional long-term results after bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) with and without a condylar positioning device.* 64(11): p. 1624-1630.
- [182] **Kim, Y.J.R.** (2014). *3D Assessment of Orthognathic Surgical Outcomes.* Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics: Indications, Insights, and Innovations, p. 463-483.
- [183] **Copray, J. and Jansen, H.** (1985). *An in-vitro system for studying the effect of variable compressive forces on the mandibular condylar cartilage of the rat.* 30(4): p. 305-311.
- [184] **Petrovic, A.** (1972). *Mechanisms and regulation of mandibular condylar growth.* 10(1): p. 25-34.
- [185] **Lake, S.L.** (1981). *Surgical mandibular advancement: a cephalometric analysis of treatment response.* 80(4): p. 376-394.
- [186] **Bauer, M.J.** (2007). *Displacement of the proximal segment immediately following bilateral sagittal split osteotomy: a 3-dimensional study using cone-beam CT.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 131: p. 814.
- [187] **Baltalı, E.** (2007). *Temporomandibular eklem osteoartritli hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kinematik değerlendirilmesi.* Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [188] **Chun, H.J.** (2002). *Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis.* 29(6): p. 565-574.
- [189] **Wong, H.C. and Tang, W.C.** (2011). *Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration.* Journal of biomechanics, 44(6): p. 1046-1050.
- [190] **Crowninshield, R.** (1983). *A stress analysis of acetabular reconstruction in protrusio acetabuli.* 65(4): p. 495-499.

- [191] **Keyak, J.H.** (2003). Falkenstein, and physics, *Comparison of in situ and invitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load.* 25(9): p. 781-787.
- [192] **Daegling, D.J. and Hylander, W.** (2000). *Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form.* 112(4): p. 541-551.
- [193] **Sundar, S.S.** (2012). *Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective.* 11(2): p. 206-211.
- [194] **Karl, M.** (2009). *Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis.* 17(2): p. 50-57.
- [195] **Meijer, H.A.** (1996). *Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study.* Journal of oral rehabilitation, 23(11): p. p. 757-763.
- [196] **Baggi, L.** (2008). *The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis.* 100(6): p. 422-431.
- [197] **Lin, C.** (1999). *Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar.* 59(3): p. 187-195.
- [198] **Roberts, D.** (1984). *Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint.* 58(4): p. 461-474.
- [199] **Kursunoglu, S.** (1986). *Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal temporomandibular joint.* 44(4): p. 257-259.
- [200] **Chen, J.** (1998). *Stress analysis of the human temporomandibular joint.* 20(8): p. 565-572.
- [201] **Strang, G. and Fix, G.J.** (1973). *An analysis of the finite element method.* Vol. 212. Prentice-hall Englewood Cliffs, NJ.
- [202] **Sertgöz, A.** (1997). *Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis.* 10(1).
- [203] **Üretürk, E.U. and Apaydın, A.** (2015). *Sagittal Split Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Türünün ve Materyalinin Operasyon Stabilizasyonuna Olan Etkisinin Sonlu Eleman Analizi Yöntemiyle İncelenmesi.* İstanbul Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi,
- [204] **Sindel, A., Demiralp, S. and Colok, G.** (2014). *Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method.* 41(9): p. 683-691.
- [205] **Politis, C., Van De Vyvere, G. and Agbaje, J.O.** (2019). *Condylar Resorption After Orthognathic Surgery.* J Craniofac Surg, 30(1): p.169-174.

- [206] **Chen, S.** (2013). *Short-and long-term changes of condylar position after bilateral sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement in combination with Le Fort I osteotomy evaluated by cone-beam computed tomography.* 71(11): p. 1956-1966.
- [207] **Zhou, X. and Zhao, Z.** (1999). *Analysis of the condyle in the state on themandibular protraction by means of the three-dimensional finiteelement method.* 34(2): p. 85-87.
- [208] **Alder, M.E.** (1999). *Short-term changes of condylar position after sagittalsplit osteotomy for mandibular advancement.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 87(2): p. 159-65.



EKLER

EK A: Etik Kurul Kararı



Ek A

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42)
KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Mandibulanın Cerrahi Olarak Saatin Tersı Yönde Rotasyonundan Sonra Posterior Açılı Kondil Üzerinde Oluşan Streslerin Değerlendirilmesi
-----------------------	--

05.02.2019

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu			
	AÇIK ADRESİ	Adnan Menderes Bulvarı Vatan Caddesi 34093 Fatih/İstanbul			
	TELEFON	(0212) 523 22 88 - 3238			
	FAKS	(0212) 533 23 26			
	E-POSTA	egaslan@bezmialem.edu.tr			

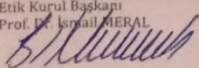
BASVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI ADI/SOYADI	Doç. Dr. Nüket KÜTÜK			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız Dış Çene Cerrahisi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	-	-	Gerekli Değil <input type="checkbox"/> Var <input checked="" type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/> Var <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:03/41	Tarih: 05.02.2019
	Yürütücülüğünü Doç. Dr. Nüket KÜTÜK " ün yaptığı "Mandibulanın Cerrahi Olarak Saatin Tersı Yönde Rotasyonundan Sonra Posterior Açılı Kondil Üzerinde Oluşan Streslerin Değerlendirilmesi" Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından değerlendirilmiş ve etik kurul onayına gerek olmadığına karar verilmiştir.	

Sayfa 1 / 2

Etik Kurul Başkanı
Prof. Dr. İsmail MERAL



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Sevim ÇAKILTAŞ
Doğum Tarihi ve Yeri : ████████████████████
E-posta : ████████████████████

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2014, Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

